

MARCELO ABAGGE

**ANÁLISE MULTIFATORIAL DE VARIÁVEIS ASSOCIADAS À
EXTENSÃO DA NECROSE ÓSSEA TÉRMICA
CONSEQÜENTE À PERFURAÇÃO COM
BROCA METÁLICA EM OVINOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde,
Universidade Federal do Paraná, como requisito
parcial à obtenção do grau acadêmico de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Gabriel Paulo Skroch

Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Ossamu Ioshii

Coordenador: Prof. Dr. Antonio Carlos L. Campos

CURITIBA

2002

MARCELO ABAGGE

**ANÁLISE MULTIFATORIAL DE VARIÁVEIS ASSOCIADAS À
EXTENSÃO DA NECROSE ÓSSEA TÉRMICA
CONSEQÜENTE À PERFURAÇÃO COM
BROCA METÁLICA EM OVINOS**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Clínica Cirúrgica, Setor de Ciências da Saúde,
Universidade Federal do Paraná, como requisito
parcial à obtenção do grau acadêmico de Doutor.**

Orientador: Prof. Dr. Gabriel Paulo Skroch

Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Ossamu Ioshii

Coordenador: Prof. Dr. Antonio Carlos L. Campos

CURITIBA

2002

A116 Abagge, Marcelo

Análise multifatorial de variáveis associadas à extensão da necrose óssea térmica conseqüente à perfuração com broca metálica em ovinos / Marcelo Abagge. – Curitiba, 2002.

x, 65 f. : il, grafs., tabs.; 29cm

Tese (Doutorado) – Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.

1. Necrose – Ossos. 2. Ossos – Cirurgia. 3. Ossos – Perfuração.

CDD
CDU

À **Kerstin e Michel**,
por me fazerem acreditar num
amanhã sempre melhor.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Gabriel Paulo Skroch**, orientador deste trabalho, pelos ensinamentos, incentivo, dedicação e amizade durante esta jornada.

Ao **Prof. Dr. Antonio Carlos L. Campos**, Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da Universidade Federal do Paraná, pelo apoio na realização deste projeto.

Ao **Prof. Dr. Sérgio Ossamu Ioshii**, co-orientador deste trabalho, pela paciência e grande ajuda na avaliação histológica.

Ao **Prof. Luiz Gonzaga Caleffe**, Departamento de Estatística da Universidade Federal do Paraná, pela ajuda na análise estatística.

Ao **Dr. Renato Raad**, pela ajuda na realização dos procedimentos.

À **Dra. Karin Bonatto Xavier da Silveira**, médica veterinária, pela ajuda na avaliação dos animais.

Aos Professores e Médicos do **Serviço de Ortopedia e Traumatologia do Hospital de Clínicas da UFPR**, pelos ensinamentos durante minha formação profissional.

Ao médico residente **Armando R. Secundino**, pela ajuda na realização dos procedimentos cirúrgicos.

Aos acadêmicos: **Luis A. de R. Bauer, Gilson W. Kuroda e Dante G. C. Grein**, pela ajuda na realização dos procedimentos cirúrgicos.

Ao técnico de laboratório **André Aleixo**, do laboratório de patologia CITOLAB, pela ajuda na preparação das lâminas.

Ao **CNPq**, o apoio a esta pesquisa

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	vi
LISTA DE FIGURAS	vii
RESUMO	viii
ABSTRACT	ix
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	3
2.1 TIPO DE PERFURADOR.....	3
2.2 VELOCIDADE DE ROTAÇÃO.....	5
2.3 UTILIZAÇÃO DE PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA.....	9
2.4 RELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA E LESÃO ÓSSEA.....	10
2.5 GEOMETRIA DA BROCA METÁLICA.....	12
2.6 FORÇA DE PERFURAÇÃO.....	14
2.7 USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO.....	16
2.8 DESGASTE DA BROCA.....	18
3 MATERIAL E MÉTODOS	21
3.1 ANIMAIS.....	21
3.2 ANESTESIA.....	21
3.3 ACESSO CIRÚRGICO.....	22
3.4 PERFURADOR UTILIZADO.....	23
3.5 BROCAS METÁLICAS UTILIZADAS.....	24
3.6 VARIÁVEIS DO DELINEAMENTO EXPERIMENTAL.....	26
3.6.1 Variável 1 – Desgaste da Broca.....	26
3.6.2 Variável 2 – Velocidade de Rotação.....	26
3.6.3 Variável 3 – Uso de Líquidos para o Resfriamento.....	26
3.6.4 Variável 4 – Força de Perfuração.....	27
3.6.5 Variável 5 – Perfuração Óssea Prévia.....	28
3.7 ORIFÍCIOS REALIZADOS.....	30
3.8 ANÁLISE HISTOPATOLÓGICA.....	33
3.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	37
4 RESULTADOS	39
4.1 VARIÁVEL 1 – DESGASTE DA BROCA.....	39
4.2 VARIÁVEL 2 – VELOCIDADE DE ROTAÇÃO.....	41
4.3 VARIÁVEL 3 – USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO.....	42
4.4 VARIÁVEL 4 – FORÇA DE PERFURAÇÃO.....	44
4.5 VARIÁVEL 5 – PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA.....	46
4.6 INTERAÇÃO DAS TRÊS VARIÁVEIS COM DIFERENÇA SIGNIFICATIVA.....	47
5 DISCUSSÃO	49
6 CONCLUSÕES	58
REFERÊNCIAS	59

APÊNDICES	64
APÊNDICE 1 - RESULTADOS DA EXTENSÃO DA NECROSE, EM MILÍMETROS, DE TODOS OS ORIFÍCIOS REALIZADOS	64
APÊNDICE 2 - RESULTADO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA ENTRE AS VARIÁVEIS.....	65

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - DESCRIÇÃO DOS ORIFÍCIOS REALIZADOS.....	32
TABELA 2 - SEQUÊNCIA DAS PERFURAÇÕES REALIZADAS.....	33
TABELA 3 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 1: DESGASTE DA BROCA.....	40
TABELA 4 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 2: VELOCIDADE DE ROTAÇÃO.....	41
TABELA 5 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 3: USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO.....	43
TABELA 6 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 4: FORÇA DE PERFURAÇÃO.....	45
TABELA 7 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 5: PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA.....	46

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - ACESSO CIRÚRGICO: INCISÃO DE PELE E TECIDO CELULAR SUBCUTÂNEO.....	22
FIGURA 2 - ACESSO CIRÚRGICO: EXPOSIÇÃO FINAL.....	23
FIGURA 3 - PERFURADOR ELÉTRICO DE BANCADA E PESO DE 2 kg.....	24
FIGURA 4 - DETALHE DA BROCA METÁLICA DE 2,4 mm.....	25
FIGURA 5 - DEMONSTRAÇÃO DA PERFURAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO 2 kg	27
FIGURA 6 - DETALHE DA PERFURAÇÃO ÓSSEA REALIZADA SEM LÍQUIDO PARA O RESFRIAMENTO.....	28
FIGURA 7 - DETALHE DA BOMBA DE INFUSÃO UTILIZADA.....	29
FIGURA 8 - DETALHE DO GUIA DE BROCA UTILIZADO.....	29
FIGURA 9 - MENSURAÇÃO DA DISTÂNCIA ENTRE OS ORIFÍCIOS.....	30
FIGURA 10 - CORRESPONDÊNCIA DOS ORIFÍCIOS COM A PLACA METÁLICA.....	31
FIGURA 11 - FOTOMICROGRAFIA DO HALO DE NECROSE DA MATRIZ ÓSSEA DE COLORAÇÃO BASOFÍLICA NA BORDA DE UM ORIFÍCIO PERFURADO (HEMATOXILINA E EOSINA, 100X)....	35
FIGURA 12 - FOTOMICROGRAFIA EM MAIOR AUMENTO DA FIGURA 11, DEMONSTRANDO OSTEÓCITOS NECRÓTICOS REPRESENTADOS POR SOMBRAS AMORFAS E EOSINOFÍLICAS, NA REGIÃO DE MATRIZ NECRÓTICA (HEMATOXILINA E EOSINA, 400X).....	36
FIGURA 13 - FOTOMICROGRAFIA DEMONSTRANDO PEQUENO HALO DE NECROSE NA BORDA DE UM ORIFÍCIO PERFURADO (HEMATOXILINA E EOSINA 100X).....	36
FIGURA 14 - FOTOMICROGRAFIA EM MAIOR AUMENTO DA FIGURA 13, DEMONSTRANDO OS DETALHES DA BORDA DO ORIFÍCIO PERFURADO (HEMATOXILINA E EOSINA 400X).....	37
GRÁFICO 1 - MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 1: DESGASTE DA BROCA.....	40
GRÁFICO 2 - MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 2: VELOCIDADE DE ROTAÇÃO.....	42
GRÁFICO 3 - MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 3: USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO.....	44
GRÁFICO 4 - MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 4: FORÇA DE PERFURAÇÃO.....	45
GRÁFICO 5 - MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 5: PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA.....	47
GRÁFICO 6 - MÉDIA DA NECROSE COMPARATIVA DAS VARIÁVEIS: DESGASTE DA BROCA, USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO E PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA.....	48

RESUMO

O objetivo deste estudo foi fazer uma análise multifatorial de cinco variáveis (desgaste da broca metálica, velocidade de rotação do perfurador, uso de líquidos para o resfriamento, força de perfuração e perfuração óssea prévia) associadas à extensão da necrose óssea térmica conseqüente à perfuração óssea com broca metálica em ovinos. Foram utilizadas 30 ovelhas adultas de raça mestiça entre 2 e 4 anos de idade, pesando entre 40 e 45 kg. Foi utilizado um perfurador elétrico de bancada com controle de cinco velocidades de rotação. Foram estudadas cinco variáveis: 1 - desgaste de broca; 2 - velocidade de rotação; 3 - uso de líquidos para o resfriamento; 4 - força de perfuração e 5 - perfuração óssea prévia. Na variável 1 (desgaste da broca), foram avaliados dois diferentes padrões de desgaste da broca metálica: broca nova e broca desgastada com 100 perfurações ósseas prévias. Na variável 2 (velocidade de rotação), foram analisadas duas diferentes velocidades de rotação do perfurador elétrico: 520 e 2.600 rpm. Na variável 3 (uso de líquidos para o resfriamento), foram analisadas três quantidades de solução salina isotônica a 0,9% para o resfriamento: 0, 100 ml por hora e 300 ml por hora. Na variável 4 (força de perfuração) analisaram-se duas forças diferentes de perfuração: 2 e 4 kg. Na variável 5 (perfuração óssea prévia) foram estudados orifícios realizados com e sem perfuração óssea prévia. Com a combinação das cinco variáveis foram realizados 48 tipos de orifícios, sendo que cada um deles foi realizado 5 vezes, perfazendo um total de 240 orifícios realizados. Apenas as variáveis desgaste da broca, uso de líquidos para o resfriamento e perfuração óssea prévia apresentaram diferença estatisticamente significativa. As demais variáveis e as várias interações entre todas as variáveis não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Os resultados mostraram menor extensão de necrose óssea térmica nos orifícios realizados com brocas novas, com o uso de líquidos para o resfriamento e naqueles realizados com perfuração óssea prévia. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as velocidades de rotação de 520 e 2.600 rpm, entre as forças de perfuração de 2 e 4 kg e entre o uso de solução salina isotônica a 0,9% para o resfriamento nas quantidades de 100 e 300 ml por hora. Conclui-se que: 1 - o desgaste da broca metálica aumenta a extensão da necrose óssea térmica; 2 - a velocidade de rotação do perfurador elétrico de 520 ou 2.600 rpm não influencia na extensão da necrose óssea térmica; 3 - o uso de líquidos para o resfriamento diminui a extensão da necrose óssea térmica; 4 - a força de perfuração de 2 ou 4 kg não influencia na extensão da necrose óssea térmica e 5 - a utilização de perfuração óssea prévia diminui a extensão da necrose óssea térmica.

Palavras-chave: perfuração, necrose óssea, temperatura, calor.

ABSTRACT

The aim of this study was to do a multifactorial analysis of five variables (dulling of drill bits, rotation speed of the electric drill, use of liquids for cooling, drilling force, previous bone perforation) associated to the extension of bone thermal necrosis consequent to bone perforation with metal drill in ovines. It was utilized 30 adult ewes of mixed race, aging from 2 to 4 years old, and weighting from 40 to 45 kilograms. A bench electric power drill with 5 different speed controls was used. Five variables were studied: 1 - dulling of drill bits; 2 - rotation speed; 3 - use of liquid for cooling; 4 - drilling force and 5 – previous bone perforation. In variable one (dulling of drill bits), two different patterns of dulling of drill bits were compared: new drill bits and drill bits with 100 previous bone perforations. In variable two (rotation speed), two different speeds were analyzed: 520 and 2.600 rotations per minute. In variable three (use of liquids for cooling), three different amounts of 0.9% isotonic saline solution were used for cooling: 0, 100 ml per hour and 300 ml per hour. In variable four (drilling force), two different drilling forces were compared: 2 and 4 kilograms. In variable five (previous bone perforation), it was studied holes with and without previous bone perforation. With the combination of all five variables, 48 types of holes were made, each one being done five times resulting in 240 holes. Only the variables dulling of drill bits, use of liquids for cooling and previous bone perforation showed statistical difference. The other variables as well as the interactions among all variables did not show any statistical difference. The results showed less extension of thermal bone necrosis in the holes drilled with new drill bits, with the use of liquids for cooling and with the use of previous bone perforation. There was no statistical difference between the speed rotation of 520 and 2600 rotations per minute, between the use of 2 and 4 kilograms drilling force and the use of 100 and 300 ml per hour of liquid for cooling. The conclusions are: 1 - the use of dulled drill bits increases the extension of bone thermal necrosis; 2 - the speed rotation of the electric drill of 520 or 2.600 rpm does not interfere with the extension of bone thermal necrosis; 3 - the use of liquid for cooling reduces the extension of bone thermal necrosis; 4 - the use of 2 or 4 kilograms of drilling force does not interfere with the extension of bone thermal necrosis and 5 - the use of previous bone perforation reduces the extension of bone thermal necrosis.

Key words: drilling, bone necrosis, temperature, heat.

1 INTRODUÇÃO

As técnicas para o tratamento cirúrgico das fraturas estão em constante desenvolvimento. Novos materiais e implantes se desenvolvem com o intuito de melhorar a técnica. Porém, este tratamento não pode se apoiar exclusivamente na mecânica. A biologia tem sido cada vez mais reconhecida como fundamental para que se possa obter o resultado almejado da consolidação da fratura do ponto de vista estético e funcional no menor tempo possível.

Tanto a redução aberta quanto a fixação interna da fratura interfere no processo de consolidação. A lesão tissular provocada pelo acesso cirúrgico produz uma interrupção parcial no aporte sangüíneo do osso e dos tecidos adjacentes, adicional àquele já provocado pela fratura. Além disto, o implante utilizado também pode influenciar no tipo de consolidação da fratura.

A maioria dos procedimentos cirúrgicos realizados para a fixação das fraturas envolve o uso de perfuração óssea, desde a fixação de uma fratura mais simples com um fio de Kirschner, até os materiais e implantes mais complexos. Nos casos de aplicação de fixadores externos, está preconizado o uso da perfuração óssea prévia com broca metálica para facilitar a introdução dos pinos de fixação externa. A fixação interna com a utilização de parafusos isolados ou associados à placas metálicas também exige perfuração com broca metálica ante a colocação dos parafusos. Até mesmo a fixação das fraturas com haste intra-medular bloqueada necessita de perfuração óssea com broca metálica para a colocação dos parafusos de bloqueio.

Durante a perfuração óssea com broca metálica, parte da energia é transformada em calor pela fricção da superfície cortante da broca em contato com as bordas do orifício e com os fragmentos de osso formados durante a perfuração. Esta elevação da temperatura no local de perfuração pode se traduzir em necrose térmica do osso (SAHA, PAL e ALBRIGHT, 1982).

A prevenção da necrose óssea térmica conseqüente à perfuração com broca metálica deve ser uma preocupação constante do ortopedista, pois a fixação de um implante em uma área necrótica pode ser afetada, podendo comprometer também a consolidação da fratura.

Diversas são as variáveis associadas, entre elas: o desgaste da broca, a velocidade de rotação do perfurador, o uso de líquidos para o resfriamento, a força de perfuração, a perfuração óssea prévia, entre outras. A análise do efeito das variáveis atuando de maneira simultânea num estudo *in vivo* visa traduzir de forma mais fidedigna os resultados encontrados.

O objetivo deste estudo foi fazer uma análise multifatorial de cinco variáveis (desgaste da broca metálica, velocidade de rotação do perfurador, uso de líquidos para o resfriamento, força de perfuração e perfuração óssea prévia) associadas à extensão da necrose óssea térmica conseqüente à perfuração óssea com broca metálica em ovinos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

HIPÓCRATES, citado por WIGGINS e MALKIN (1976, p. 553), em 500 a.C., descreveu o processo de trepanação do osso craniano, preconizando o uso de água fria para diminuir a lesão térmica no osso.

A perfuração óssea começou a fazer parte da cirurgia ortopédica em 1886, quando HANSMANN, citado por SAHA, PAL e ALBRIGHT (1982, p. 245), perfurou um osso fraturado para fixá-lo com uma placa metálica.

2.1 TIPO DE PERFURADOR

BLOCK (1925) já citava a importância da existência do calor produzido por serras e perfuradores elétricos.

Durante a II Guerra Mundial, GILLIES (1941) comprovou a existência de necrose óssea ao redor de pinos metálicos utilizados para o tratamento de fraturas. Atribuiu esta necrose ao calor produzido pelo uso do perfurador elétrico.

RUSHTON e WALKER (1942) sugeriram o uso de perfuradores elétricos com controle de baixa rotação na fixação com pinos das fraturas da mandíbula.

Em 1943 diversos estudos realizados por cirurgiões dentistas mencionaram a possibilidade de desvitalização do osso pelo calor produzido com a utilização de perfuradores elétricos, sugerindo o uso de perfuradores manuais no lugar dos

elétricos (CONVERSE, 1943; IVY e CURTIS, 1943; WALDRON, KAZANJIAN e PARKER, 1943).

PETERSON (1952) relatou a importância da relação precisa entre o diâmetro do orifício realizado e o do parafuso utilizado para a fixação da fratura. A imprecisão desta relação poderia promover a soltura precoce do material de fixação interna.

HORNER (1961) contestou o uso de perfuradores manuais quando, ao utilizá-los, encontrou orifícios com diâmetro duas a três vezes maior do que quando utilizou perfurador elétrico.

JACOBS e RAY (1972) relataram que o uso de serras elétricas para a retirada de enxerto ósseo poderia provocar uma lesão térmica capaz de retardar ou diminuir a qualidade da consolidação óssea.

CHRISTIE (1981) relatou que o uso de serras ou perfuradores de alta velocidade de rotação poderia causar lesão térmica no osso, especialmente os perfuradores elétricos. Sugeriu que a colocação de pinos de Steimann para tração na tibia deveria ser feita com a mão utilizando uma chave em "T" para que fosse evitada a lesão térmica no osso.

ZEGUNIS, TOKSVIG-LARSEN e TIKUISIS (1993) relataram menor elevação da temperatura na cortical óssea com a utilização de um martelo pneumático especialmente desenhado para colocação de fios de Kirschner, quando comparado com a colocação com perfurador com velocidade de rotação de 850 rotações por minuto (rpm).

TEIXEIRA (2000) relatou que a utilização de brocas não afiadas e de perfuradores elétricos de alta velocidade rotação para realização de perfuração óssea prévia com broca para colocação de pinos de Schanz produziria necrose

térmica do osso com conseqüente soltura precoce do pino. Recomendou que se fizesse a perfuração óssea com perfurador de baixa rotação, de preferência manual.

2.2 VELOCIDADE DE ROTAÇÃO

ANDERSON e FINLAYSON (1943) concluíram que a perfuração do osso realizada com velocidade elevada de rotação produziu um aumento de temperatura na extremidade do pino metálico capaz de causar uma cauterização local, resultando em coagulação e queima dos canais de Havers. Definiram esta lesão como “necrose asséptica térmica”.

PETERSON (1947) citou que o uso da broca em elevada velocidade de rotação queimaria o osso e produziria necrose óssea, principalmente se a broca metálica estivesse desgastada.

THOMPSON (1958) relatou que o uso de equipamentos de alta velocidade de rotação para a perfuração óssea foi responsável pela necrose óssea adjacente ao local da perfuração. As lesões histológicas encontradas na fase aguda foram: hiperemia, degeneração de osteócitos e fragmentação das bordas ao redor dos orifícios ósseos. A fragmentação ocorreu principalmente quando utilizada perfuração com controle de baixa rotação. Seus resultados histológicos mostraram uma maior lesão osteolítica quanto maior foi a velocidade de perfuração. Concluiu que a velocidade ideal de perfuração seria de 500 rotações por minuto (rpm) pela mínima lesão histológica causada em relação às velocidades superiores. Concluiu

ainda, que com esta velocidade de rotação se obteve uma menor fragmentação das bordas, possibilitando maior facilidade de penetração no osso em relação às velocidades menores.

PALLAN (1960) relatou que a lesão térmica provocada ao redor de pinos de fixação externa estava diretamente relacionada com a velocidade de rotação utilizada. Em seu estudo, a velocidade de rotação ideal para a introdução dos pinos foi de 500 rpm.

MATHEWS e HIRSCH (1972) discordaram dos estudos que definiram a velocidade de perfuração como fator principal da geração de calor durante a perfuração óssea. Em seu estudo, a velocidade não influenciou nem no aumento máximo da temperatura, nem no tempo em que a mesma permaneceu elevada. Os autores atribuíram o aumento de temperatura principalmente a outros fatores como a força utilizada durante a perfuração.

JACOB et al. (1976) compararam sete diferentes tipos de broca que foram usadas com velocidades que variaram de 100 a 2.360 rpm. Definiram como velocidade ideal de perfuração óssea a faixa entre 750 e 1.250 rpm.

RHINELANDER (1980) relatou que tanto a velocidade de rotação quanto a força aplicada na perfuração deveriam ser analisadas separadamente. Os pinos deveriam ser introduzidos mais lentamente, por apresentarem uma ponta cortante de pior capacidade de penetração, enquanto que as brocas, por serem instrumentos de perfuração mais afiados, poderiam ser utilizadas com velocidades maiores sem que se produzisse lesão térmica. Este autor também citou que brocas de diâmetro menor produziram menor reação térmica do que as de maior diâmetro.

FUCHSBERGER (1988) relatou que as perfurações ósseas deveriam ser feitas com uma velocidade média de perfuração entre 600 e 1100 rpm.

FERNÁNDEZ (1991) relatou que o uso de perfuradores com controle de baixa rotação diminuiria a incidência de necrose óssea térmica durante a introdução de pinos de fixação externa.

ABOUZGIA e JAMES (1995) em um estudo comparando a velocidade de rotação livre do perfurador com a velocidade de rotação efetivamente realizada durante a perfuração óssea, concluíram que com velocidade de rotação livre do perfurador acima de 50 mil rpm, o aumento da força de perfuração diminuiu a velocidade de rotação efetiva durante a perfuração em até 50%. Porém, com velocidade de rotação livre do perfurador abaixo de 50 mil rpm a força de perfuração não influenciou na diminuição da velocidade de rotação efetiva durante a perfuração óssea.

BRISMAN (1996) comparou duas diferentes velocidades de rotação (1.800 e 2.400 rpm) e duas forças diferentes de perfuração óssea (1,2 Kg e 2,4 Kg), concluindo que a perfuração óssea realizada com a menor velocidade de rotação e menor força de perfuração produziu uma elevação de temperatura na cortical óssea semelhante àquela realizada com as maiores. Porém, quando realizado o aumento somente da força de perfuração ou somente da velocidade de rotação existiu um aumento significativo da elevação da temperatura na cortical óssea. Finalizou concluindo que o aumento tanto da velocidade de rotação quanto da força de perfuração tornou a perfuração óssea mais eficiente sem aumentar significativamente a temperatura na cortical.

ABOUZGIA e SYMINGTON (1996) em um estudo comparando diferentes velocidades de rotação do perfurador (20 mil a 100 mil rpm) e diferentes forças de perfuração óssea (1,5 a 9,0 N) relataram que a temperatura na cortical óssea diminuiu de 80 °C para até 30 °C quando aumentada a força de perfuração de 2,0 para 6,2 N, e que a duração da elevação da temperatura acima de 47 °C diminuiu de 60 para 20 segundos. Concluíram que o aumento da temperatura e a duração da elevação desta na cortical óssea durante uma perfuração diminuía com velocidade e força, sugerindo que a realização de uma perfuração óssea com grandes velocidades de rotação e com forças maiores de perfuração seria a mais adequada.

ABAGGE (1998) concluiu que a velocidade de rotação utilizada para a realização de uma perfuração óssea com broca metálica nova na tíbia de ovelhas adultas era um fator importante na produção de necrose óssea térmica. Concluiu, também, que a faixa de velocidade de rotação entre 520 e 1.320 rpm demonstrou ser a mais segura para a realização do procedimento de perfuração óssea com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas.

TEIXEIRA (2000) relatou que a utilização de brocas não afiadas e de perfuradores elétricos de alta rotação para realização de perfuração óssea prévia com broca para colocação de pinos de Schanz produziria necrose térmica do osso com conseqüente soltura precoce do pino. Recomendou que se fizesse a perfuração óssea com perfurador de baixa rotação, de preferência manual.

2.3 UTILIZAÇÃO DE PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA

MATHEWS e HIRSCH (1972) estudaram a utilização de perfuração óssea prévia com uma broca de 2,2 mm de diâmetro para em seguida fazer o orifício definitivo com a broca de 3,2 mm. Concluíram que este foi um método efetivo para a redução da produção de calor durante a perfuração óssea, porém com a inconveniência do aumento do tempo do procedimento cirúrgico.

MATHEWS, GREEN e GOLDSTEIN (1984) estudaram a colocação de pinos de fixação externa levando em consideração três variantes principais: a velocidade de rotação do perfurador elétrico, a geometria da ponta dos pinos e a utilização de perfuração óssea prévia. Relataram que a velocidade de rotação na introdução do pino teve pouca influência no aumento de temperatura, tanto no ponto máximo quanto na duração do aumento da temperatura. Concluíram que a perfuração óssea prévia com broca metálica foi o melhor método de prevenção da lesão térmica na colocação de pinos para a fixação externa de fraturas.

FERNÁNDEZ (1991) relatou que a utilização de perfuração óssea prévia com broca metálica reduziria a produção de calor na inserção de pinos de fixação externa.

TEIXEIRA (2000) relatou a importância da perfuração óssea prévia com broca antes da colocação de pinos de Schanz para montagem de fixadores externos lineares, e que a não utilização de perfuração óssea prévia com broca para colocação dos pinos de Schanz determinaria microfraturas radiais nas bordas do orifício.

SONI e ABAGGE (2000) relataram que a perfuração prévia com broca ante a colocação de pinos de Schanz diminuiria a possibilidade de necrose óssea térmica.

2.4 RELAÇÃO ENTRE TEMPERATURA E LESÃO ÓSSEA

Poucos estudos são específicos sobre qual seria a temperatura capaz de produzir lesão térmica no osso. ROBINSON (1952) definiu que o osso é constituído principalmente por colágeno e hidroxiapatita. Estes elementos seriam afetados pelo aumento da temperatura.

ROUILLER e MAJNO (1953) encontraram necrose de osteócitos em ossos longos de coelho que foram expostos à temperatura de 55 °C durante um minuto.

BONFIELD e LI (1968) estabeleceram que as alterações provocadas nas propriedades mecânicas do osso aquecido acima de 50 °C eram irreversíveis, sendo que, nesta temperatura, existiria uma reorientação das moléculas de colágeno determinando um enfraquecimento das pontes existentes entre o colágeno e a hidroxiapatita.

MATHEWS e HIRSCH (1972) mostraram a incidência de elevações de temperatura durante a realização de perfurações em fêmur de cadáver humano com broca metálica de 3,2 mm de diâmetro que atingiram o ponto máximo de 140 °C. Os autores utilizaram três velocidades de rotação diferentes para a execução das perfurações (345, 885 e 2.900 rpm), e três forças diferentes para estas perfurações (2, 6 e 12 kg). Obtiveram a maior média de aumento de temperatura (93 °C) no grupo com rotação de 2.900 rpm e força de 2 kg.

KRAUSE et al. (1982) relataram que o efeito do calor no tecido ósseo poderia resultar na desnaturação de enzimas e proteínas de membranas, resultando em morte celular. A elevação da temperatura aceleraria a atividade enzimática até um ponto limite, após o qual aconteceria a sua inativação. Cada enzima teria uma temperatura específica onde começaria a sua inativação. Por exemplo, a temperatura de desnaturação do colágeno no estado sólido seria de 112 °C e 66 °C quando intumescido em água deionizada.

ERIKSSON e ALBREKTSSON (1983) encontraram a desativação *in vitro* da fosfatase alcalina quando submetida a uma temperatura de 56 °C.

ERIKSSON, ALBREKTSSON e ALBREKTSSON (1984) relataram estudo realizado em coelhos, cães e humanos, encontrando diferentes aumentos de temperatura na cortical óssea (40 °C, 56 °C e 89 °C respectivamente) utilizando o mesmo protocolo de perfuração, atribuindo este resultado à diferença de espessura da cortical óssea entre as diversas espécies.

FERNÁNDEZ (1991) considerou a necrose óssea ao redor dos pinos de fixação externa resultante do calor produzido durante sua inserção como uma das piores complicações da fixação externa, podendo culminar em seqüestro tubular.

LEUNIG E HERTEL (1996) relataram três casos de necrose óssea induzida por calor após a fresagem do canal medular da tíbia para colocação de haste intramedular bloqueada. Atribuíram estas complicações à falta de cuidado na fresagem do canal medular e ao uso de garroteamento do membro durante o procedimento.

FUKUSHIMA et al. (2002) encontraram a temperatura máxima de 65 °C e a temperatura de 56 °C após 200 segundos da utilização de uma camada de 3 mm de cimento ósseo na tíbia, observando necrose óssea a aproximadamente 2 mm da

interface cimento-osso. Observaram, também, que quanto mais fina a camada de cimento, menor a temperatura máxima e a área de necrose óssea. Relataram que a necrose óssea poderia causar a soltura dos componentes protéticos, e que a lesão térmica durante a cimentação foi uma importante causa de necrose óssea.

2.5 GEOMETRIA DA BROCA METÁLICA

SNEATH (1964) mencionou as diversas funções da broca metálica na realização correta da perfuração óssea, que deveria eliminar os fragmentos produzidos durante a perfuração óssea, avançando na direção desejada e produzindo um orifício uniforme e regular. À medida que a broca metálica progredisse, ocorreria a formação de fragmentos ósseos, que tenderiam a seguir pelos dois caminhos espirais formados pelas flautas da broca até a superfície do osso.

MATHEWS e HIRSCH (1972) citaram aumento da fricção provocado pelos fragmentos ósseos presos nas flautas da broca metálica como fator de aumento da temperatura. Concluíram que quanto menor fosse o número necessário de rotações da broca metálica para que se perfurasse a cortical, menor seria a produção de calor. Sugeriram então um aumento da força de perfuração utilizada, para que a mesma fosse feita com o menor número de rotações da broca metálica.

LAVELLE e WEDGWOOD (1980) relataram que o calor friccional produzido durante uma perfuração óssea com broca dentária seria parcialmente dependente do desenho da broca. E que o fator mais importante para a produção de calor

friccional no osso durante uma perfuração seria o bloqueio das flautas das brocas por fragmentos ósseos. Citaram que, provavelmente, uma das principais vantagens de se usar brocas dentárias com irrigação interna seria eliminar os fragmentos ósseos presos nas flautas das brocas durante a perfuração, diminuindo ou reduzindo este bloqueio.

SAHA, PAL e ALBRIGHT (1982) relataram que os fragmentos ósseos poderiam ficar presos nas flautas da broca metálica, principalmente quando o orifício fosse feito num osso de cortical espessa. Caso isto acontecesse, existiria aumento da fricção que poderia ser traduzido em aumento da produção de calor.

FUCHSBERGER (1988) relatou que a geometria mais adequada da broca metálica deveria ser: ângulo de hélice de 12 a 14 °, ângulo de ponta de 70 ° e ângulo de entrada de 18 a 24 °.

HARKESS e RAMSEY (1991) citaram a necessidade que se fizesse uma limpeza das flautas da broca a cada perfuração para que se eliminasse o excesso de fragmentos ósseos que se constituiriam num fator gerador de calor.

O desenho ou geometria da broca metálica pode modificar a qualidade da perfuração óssea. WIGGINS e MALKIN (1976); SAHA, PAL e ALBRIGHT (1982); NATALI, INGLE e DOWELL (1996) sugeriram modificações na geometria das brocas metálicas, dando ênfase principalmente ao ângulo da ponta e à eficiência das flautas. Estas modificações visavam tornar a broca metálica um elemento com maior facilidade de penetração na cortical óssea. Por consequência, isto diminuiria o número de rotações necessárias para a perfuração, além de diminuir a possibilidade do acúmulo de fragmentos ósseos presos na flauta da broca metálica.

Como resultado apresentaram menor elevação na temperatura durante a perfuração óssea.

KHANNA et al. (1999) em um estudo comparando fios de Kirschner de diferentes espessuras e tipos de ponta, relatou que fios de Kirschner seriam instrumentos de perfuração óssea de pior qualidade por não terem um ângulo de ponta adequado e flautas para eliminação de fragmentos ósseos. Relataram que, independentemente do tipo de ponta, os fios mais finos produziram maior elevação de temperatura dos que os mais grossos.

BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON (2000) relataram que estudos que utilizaram brocas dentárias não deveriam ser comparados a estudos com brocas para perfuração óssea, visto que brocas dentárias poderiam causar maior produção de calor quando comparadas com brocas ósseas por causa de sua maior superfície de contato.

2.6 FORÇA DE PERFURAÇÃO

MATHEWS e HIRSCH (1972) compararam três diferentes forças de perfuração: 2, 6 e 12 kg, encontrando uma menor elevação de temperatura, bem como um menor tempo de permanência desta elevação térmica quanto maior foi a força aplicada. O aumento na força de perfuração óssea diminuiu a produção de calor, possivelmente pela maior distribuição do calor aos fragmentos de osso produzidos e menor distribuição à broca metálica e ao espécime perfurado. Além disto, o menor número de rotações necessárias para a conclusão da perfuração

também gerou uma menor produção de calor. Concluíram que a força ideal utilizada na perfuração óssea fora de 12 kg.

FUCHSBERGER (1988) relatou que a perfuração não deveria ser “tímida”, mas também não deveria ser feita com força excessiva. Sugeriu 10 N como força adequada de perfuração.

HARKESS e RAMSEY (1991) referiram que a perfuração do osso deveria ser feita preferencialmente com um ângulo de 90 ° entre a broca metálica e o osso, e com uma pressão suficiente para facilitar a penetração da broca metálica, mas não citaram valores numéricos de força.

ABOUZGIA e SYMINGTON (1996) em um estudo comparando diferentes velocidades de rotação do perfurador (20 mil a 100 mil rpm) e diferentes forças de perfuração óssea (1,5 a 9,0 N) relataram que a temperatura na cortical óssea diminuiu de 80 °C para até 30 °C quando aumentada a força de perfuração de 2,0 para 6,2 N, e que a duração da elevação da temperatura acima de 47 °C diminuiu de 60 para 20 segundos. Concluíram que o aumento da temperatura e a duração da elevação desta na cortical óssea durante uma perfuração seria diminuída com velocidade e força, sugerindo que a realização de uma perfuração óssea com grandes velocidades de rotação e com forças maiores de perfuração seria a mais adequada.

ABOUZGIA e JAMES (1997) relataram que a temperatura na cortical óssea elevou-se quando aumentada a força de perfuração de 1,5 para 4,0 N. Porém, neste mesmo estudo relataram que a temperatura na cortical óssea diminuiu quando a força de perfuração foi aumentada de 4,0 para 9,0 N.

BACHUS, RONDINA E HUTCHINSON (2000) compararam quatro diferentes forças de perfuração: 57, 83, 93 e 130 N, analisando o aumento de temperatura gerado durante a perfuração óssea em três diferentes distâncias do orifício perfurado: 0,5 mm, 1,0 mm e 2,0 mm. O aumento de temperatura máxima diminuiu com o aumento na força de perfuração comparando-se as forças de 57, 83 e 93 N. Porém, não houve diminuição significativa da temperatura máxima quando aumentaram a força de 93 para 130 N. Não encontraram aumento de temperatura superior a 50 °C quando utilizaram as forças de 93 e 130 N. Quando utilizaram a força de 57 N encontraram um aumento de temperatura acima de 50 °C que durou 48 segundos em comparação com 3 segundos quando utilizaram a força de 83 N. Concluíram que a aplicação de uma força maior à broca diminuiu tanto a temperatura máxima quanto a duração da elevação da temperatura acima de 50 °C, diminuindo a incidência de necrose térmica do osso.

2.7 USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO

HENSCHER (1944) relatou que o uso de líquidos durante a realização de perfurações para o preparo da cavidade dentária diminuiu não só o risco de lesão térmica no osso, como também a dor dos pacientes.

PETERSON (1952) sugeriu o uso de líquidos que resfriassem as perfurações ou os cortes por serras para diminuir o dano térmico produzido no osso.

COSTISH, YOUNGBLOOD E WALDEN (1964) comprovaram a produção de necrose óssea, verificada histologicamente, quando não se utilizou irrigação

durante a execução das perfurações óssea feitas por broca dentária e perfurador de alta rotação.

PERREN et al. (1969) utilizaram irrigação contínua com solução de Ringer lactato para a prevenção do dano térmico produzido durante a realização de osteotomia na tíbia de carneiro em estudo da fixação óssea com placa de compressão.

MATHEWS e HIRSCH (1972) fizeram um estudo da irrigação manual utilizando uma seringa de 100 ml comparando à irrigação forçada a 300, 500 e 1.000 ml por minuto durante a perfuração óssea. Não encontraram nenhum aumento de temperatura acima de 50 °C nas perfurações onde a irrigação foi utilizada. Recomendaram o uso de irrigação sempre que se fizesse uma perfuração óssea. Nos casos em que fossem utilizados guias para a perfuração óssea, estes deveriam ser suficientemente recuados para que a irrigação pudesse ser feita diretamente no local perfurado. Referiram também, que o fluxo sanguíneo não seria um fator significativo de resfriamento do local de perfuração óssea porque ocorreria a coagulação e oclusão de vasos sanguíneos pequenos durante a efetivação desta.

LUNDSKOG (1972) citou que a circulação sanguínea nos canais vasculares do osso poderia ser um fator de resfriamento do local de perfuração óssea.

LAVELLE e WEDGWOOD (1980) realizaram um estudo comparando o uso de irrigação durante a preparação de cavidades ósseas com brocas dentárias. Utilizaram duas brocas dentárias diferentes, uma com canal para irrigação interna e outra sem o canal, comparando a elevação de temperatura na cortical óssea durante a preparação de cavidades sem irrigação, com irrigação externa e com

irrigação interna, utilizando uma força padrão de 2 kg e a velocidade de rotação de 350 rpm. Concluíram que a irrigação interna foi mais efetiva na redução do calor friccional durante a preparação de cavidades ósseas do que a irrigação externa ou a não irrigação. E que, apesar da irrigação externa ter reduzido o calor friccional durante a preparação de cavidades ósseas, a eficácia diminuiu com a profundidade da cavitação.

KRAUSE et al. (1982) concluíram que a irrigação deveria ser usada para o controle do aumento da temperatura e prevenção da necrose térmica do osso. Concordaram que seria duvidosa a participação do fluxo sanguíneo cortical como fator de resfriamento local e que este fluxo sanguíneo estaria ainda mais diminuído em cirurgias que utilizam garroteamento.

SAHA, PAL e ALBRIGHT (1982) sugeriram que o calor gerado durante a perfuração óssea seria parcialmente dissipado pela presença de sangue e fluidos tissulares e parte do calor seria absorvido pelos fragmentos ósseos formados durante a perfuração óssea.

ERIKSSON, ALBREKTSSON e ALBREKTSSON (1984) concluíram que o aumento da temperatura na cortical óssea medial (65 °C) foi maior que o encontrado na cortical lateral (56 °C) em um estudo realizado em cães utilizando perfurador a 20 mil rpm e solução salina a 60 ml por minuto. Atribuíram este resultado à capacidade reduzida de resfriamento da solução salina na cortical óssea oposta.

2.8 DESGASTE DA BROCA

PETERSON (1952) considerou que a broca metálica deveria ser um item de consumo no material ortopédico, e descartada sempre que estivesse desgastada. Referiu ainda, que uma broca quebrada poderia ocupar o espaço de um parafuso fundamental na fixação interna, além de que se tornaria um corpo estranho no osso, de difícil retirada.

FUCHSBERGER (1988) relatou que as brocas deveriam ser trocadas após 20 a 30 perfurações ósseas realizadas.

FERNÁNDEZ (1991) citou que o uso de brocas metálicas afiadas para realização de perfuração óssea prévia a colocação de pinos de fixação externa, bem como a não reutilização destes pinos, diminuiria o risco de produção de necrose óssea térmica.

HARKESS e RAMSEY (1991) aconselharam que uma broca desgastada ou danificada nunca deveria ser utilizada. Consideraram como broca desgastada aquela usada em 40 perfurações ósseas prévias ou brocas com dificuldade de progressão no osso. Citaram ainda que brocas de aço eram instrumentos afiados, porém frágeis, não devendo ser anguladas na perfuração ou usadas de modo grosseiro, o que poderia levar à sua quebra no decorrer do procedimento cirúrgico.

FOTHI, PERREN e AUER (1992) relataram que os locais mais comuns de ocorrer a quebra de brocas durante a perfuração óssea eram: o terço proximal do fêmur, a tíbia e a pelve. Os fragmentos de brocas quebradas dentro do osso só deveriam ser retirados quando estivessem em contato com outro material de

implante. Ressaltaram ainda que poderiam ocorrer reações em forma de irritação crônica e possível metaplasia óssea.

MÜLLER et al. (1993) relataram que o uso de fresas desgastadas provocou aumento da temperatura 2,8 vezes maior do que o comparado com fresas novas durante a realização da fresagem do canal femoral, sugerindo que fossem trocadas as fresas sempre que necessário.

NATALI, INGLE e DOWELL (1996) relataram que brocas desgastadas produziam uma maior lesão térmica e também requeriam uma força maior de penetração que poderia resultar em lesão na cortical perfurada ou nos tecidos adjacentes. Além disto, esta maior força poderia resultar em quebra da broca e até lesão ao cirurgião.

ABAGGE (1998) concluiu que o desgaste da broca metálica maior ou igual a 50 perfurações ósseas prévias utilizada para a realização de uma perfuração óssea na tíbia de ovelhas adultas foi um fator que propiciou um aumento na produção de necrose óssea térmica.

MAZZOCCA et al. (2000) relataram que brocas danificadas ou cegas diminuía significativamente a eficiência de perfuração e poderiam causar traumatismo local ao osso. Relataram ainda que uma broca danificada poderia aumentar o tempo de perfuração em 35 vezes. Recomendaram que a perfuração só fosse iniciada após a colocação da broca no guia, diminuindo o contato da broca com o mesmo e evitando a lesão aos bordos de corte da broca metálica.

ASHFORD, PANDE E DEY (2001) recomendaram que novas brocas fossem usadas para cada novo caso, reduzindo potenciais efeitos adversos como necrose térmica do osso e quebra da broca.

3 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi de natureza experimental com delineamento multifatorial no qual foram analisados os efeitos de cinco variáveis atuando simultaneamente na extensão da necrose óssea térmica conseqüente à perfuração com broca metálica.

Foram utilizadas a *Nomina Anatômica Veterinária* do INTERNATIONAL COMMITTEE ON VETERINARY CROSS ANATOMICAL NOMENCLATURE (1983), a nomenclatura anatômica de D'ARCE e FLECHTMANN (1989) intitulada *Introdução à Anatomia e Fisiologia Animal*, as *Normas para Apresentação de Documentos Científicos* da Universidade Federal do Paraná (2000) e as *Normas para Abreviação de Títulos e Periódicos* (NBR 6032) da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

3.1 ANIMAIS

Foram utilizadas 30 ovelhas adultas de raça mestiça entre 2 e 4 anos de idade, com o peso variando entre 40 e 45 kg. Todas as ovelhas foram previamente examinadas por uma médica veterinária que constatou perfeitas condições clínicas dos animais, sendo que os procedimentos cirúrgicos foram realizados sob a supervisão daquela médica.

3.2 ANESTESIA

As ovelhas foram pesadas para calcular a dose anestésica usada, e deixadas em jejum alimentar de 12 horas. Foi utilizado o protocolo anestésico para

anestesia geral dissociativa de ovinos e caprinos da Faculdade de Veterinária da UFPR. O ato anestésico constou de duas fases. A primeira com a indução anestésica utilizando cloridrato de tiazina na dose de 10 miligramas por kg de peso associado com sulfato de atropina na dose de 0,5 miligramas por kg de peso administrados por via intra-muscular. A segunda fase de anestesia plena com cloridrato de ketamina na dose de 0,2 miligramas por kg de peso administrado por via intra-muscular.

3.3 ACESSO CIRÚRGICO

As ovelhas foram mantidas em decúbito lateral. Procedeu-se ao preparo do membro com tricotomia, realizando-se acesso lateral à tibia traseira direita da ovelha, com divulsão do plano inter-muscular até o osso. Realizada exposição de todo o segmento diafisário da tibia, com abertura longitudinal do periósteo (figuras 1 e 2).

FIGURA 1 – ACESSO CIRÚRGICO: INCISÃO DE PELE E TECIDO CELULAR SUBCUTÂNEO

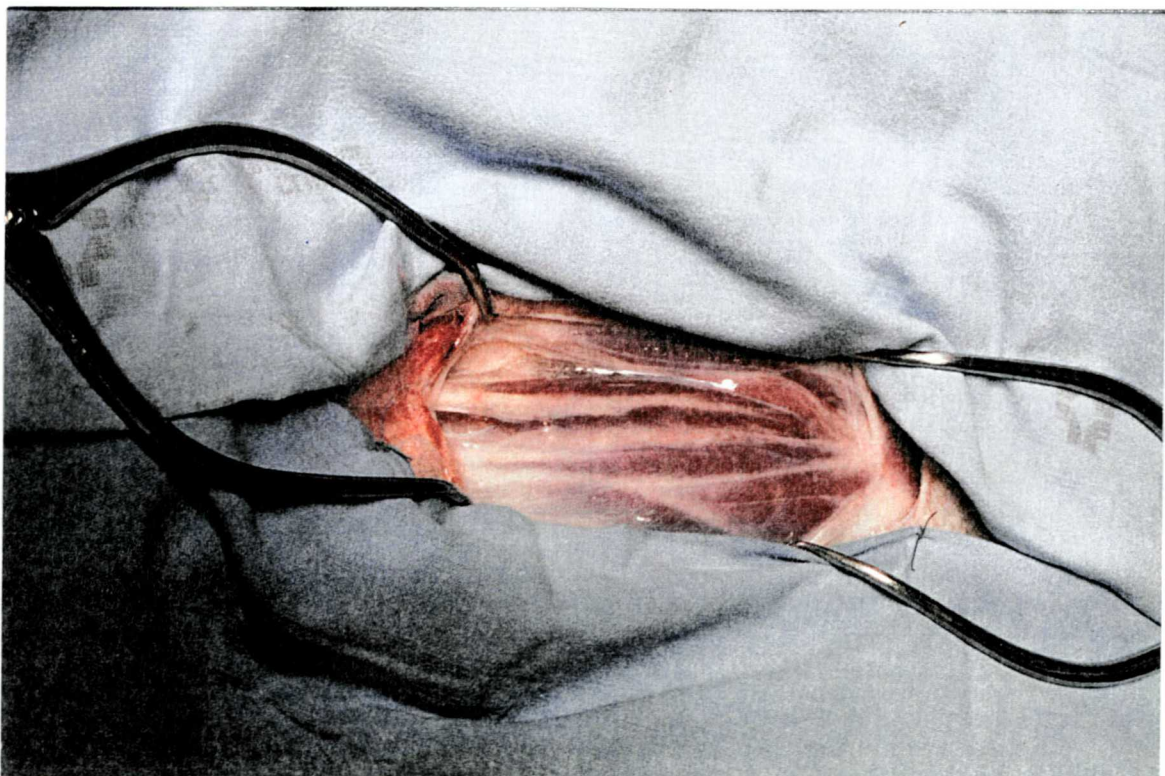
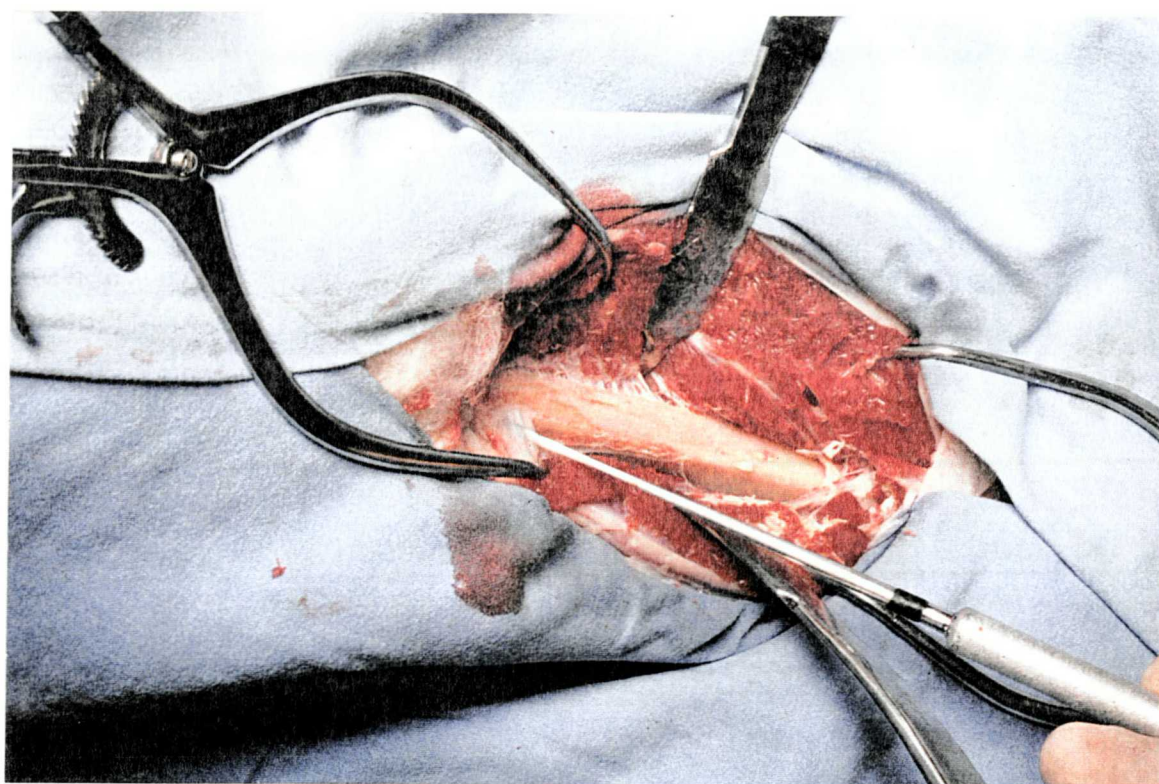


FIGURA 2 – ACESSO CIRÚRGICO: EXPOSIÇÃO FINAL



3.4 PERFURADOR UTILIZADO

Foi utilizado um perfurador elétrico de bancada com cinco controles diferentes de velocidade de rotação (figura 3). Utilizou-se um aparelho de estabilização de voltagens para evitar variações na rede elétrica que pudessem influenciar na ação do perfurador.

Adaptou-se um peso na alavanca do perfurador para o estudo da variável força de perfuração (ver 3.6).

FIGURA 3 – PERFURADOR ELÉTRICO DE BANCADA E PESO DE 2 kg



3.5 BROCAS METÁLICAS UTILIZADAS

As brocas metálicas utilizadas eram de aço, do tipo *standard* (ângulo de ponta de 90° e espiral *standard*), de 2,4 mm de diâmetro e 127 mm de comprimento (MicroAire® Surgical Instruments) (figura 4).

As brocas utilizadas para o estudo da variável perfuração óssea prévia (ver 3.6) eram de aço, do tipo *standard* (ângulo de ponta de 90° e espiral *standard*), de 1,5 mm de diâmetro e 78 mm de comprimento (MicroAire® Surgical Instruments).

Todas as brocas eram novas e embaladas em invólucro estéril de fábrica.

FIGURA 4 – DETALHE DA BROCA METÁLICA DE 2,4 MM



3.6 VARIÁVEIS DO DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

As variáveis estudadas foram: 1 - desgaste da broca, 2 - velocidade de rotação, 3 - força de perfuração, 4 - uso de líquidos para o resfriamento e 5 - perfuração óssea prévia.

3.6.1 Variável 1 – Desgaste da Broca

Foram utilizados dois padrões diferentes de desgaste da broca metálica: broca nova e broca desgastada 100 vezes. Para tal fizemos um desgaste prévio da broca realizando 100 perfurações prévias na diáfise de um fêmur bovino. Foi utilizada uma broca nova para cada tíbia envolvida com perfurações com broca nova. Da mesma forma, foi utilizada uma broca desgastada para cada tíbia onde se realizaram perfurações com broca desgastada 100 vezes.

3.6.2 Variável 2 – Velocidade de Rotação

Foram utilizadas duas velocidades diferentes de rotação do perfurador elétrico: 520 e 2.600 rpm.

3.6.3 Variável 3 – Uso de Líquidos para o Resfriamento

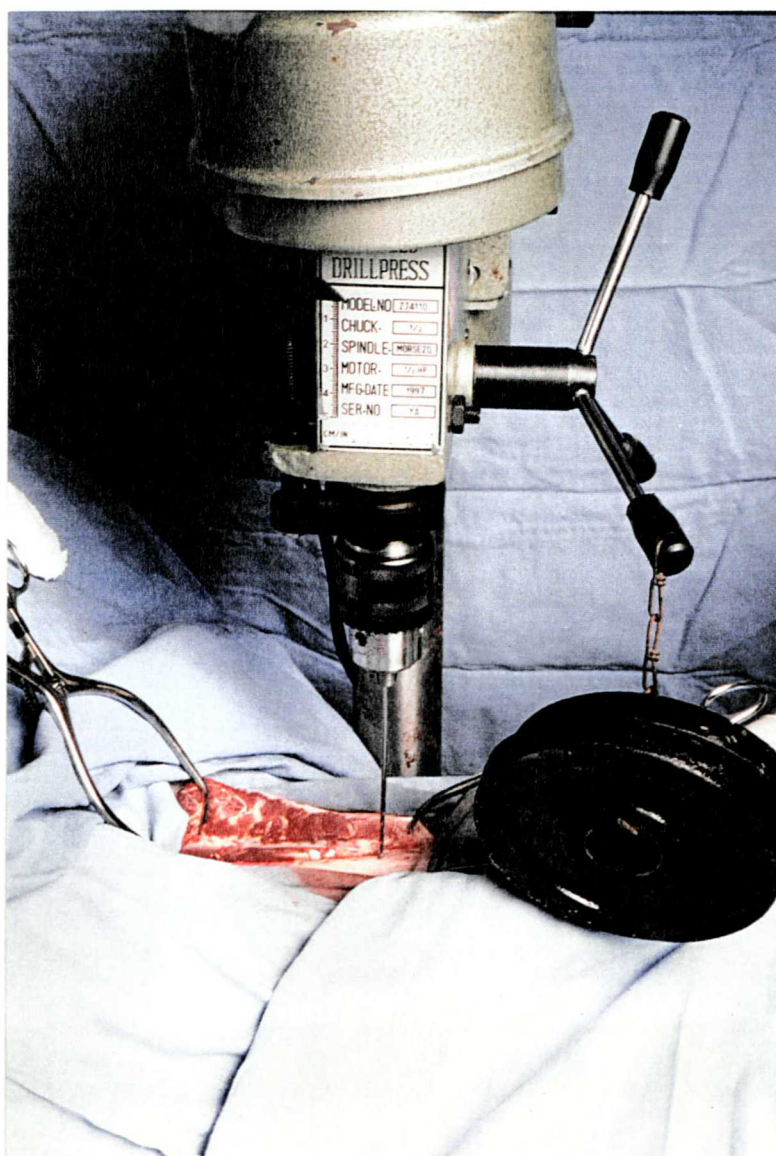
Foram utilizadas três quantidades diferentes de solução salina isotônica a 0,9% durante a perfuração óssea: 0, 100 e 300 ml por hora. Foi utilizada uma bomba de infusão Nutrimat® (laboratório B. Braun S. A.) para o controle da quantidade de líquido testado. Foi usado um guia de broca confeccionado especialmente para o estudo com local de entrada para o equipo da bomba de infusão para realização das perfurações ósseas que utilizaram líquidos. Desta

forma, o líquido foi infundido diretamente ao redor da broca metálica próximo ao local de perfuração (figuras 6, 7 e 8).

3.6.4 Variável 4 – Força de Perfuração

Foram estudadas duas forças diferentes de perfuração: 2 e 4 kg. Os pesos foram adaptados à alavanca do perfurador elétrico de bancada conforme demonstrado nas figuras 3 e 5.

FIGURA 5 – DEMONSTRAÇÃO DA PERFURAÇÃO ÓSSEA UTILIZANDO 2 kg



3.6.5 Variável 5 – Perfuração Óssea Prévia

Foram comparados orifícios realizados com e sem a utilização de perfuração óssea prévia. Nos orifícios realizados com perfuração óssea prévia utilizamos uma broca de aço do tipo *standard* (ângulo de ponta de 90° e espiral *standard*) com 1,5 mm de diâmetro e 78 mm de comprimento (MicroAire® Surgical Instruments). Foi utilizada uma broca nova de 1,5 mm de diâmetro para cada tibia onde foi realizada perfuração óssea prévia.

FIGURA 6 – DETALHE DA PERFURAÇÃO ÓSSEA REALIZADA SEM LÍQUIDO PARA O RESFRIAMENTO

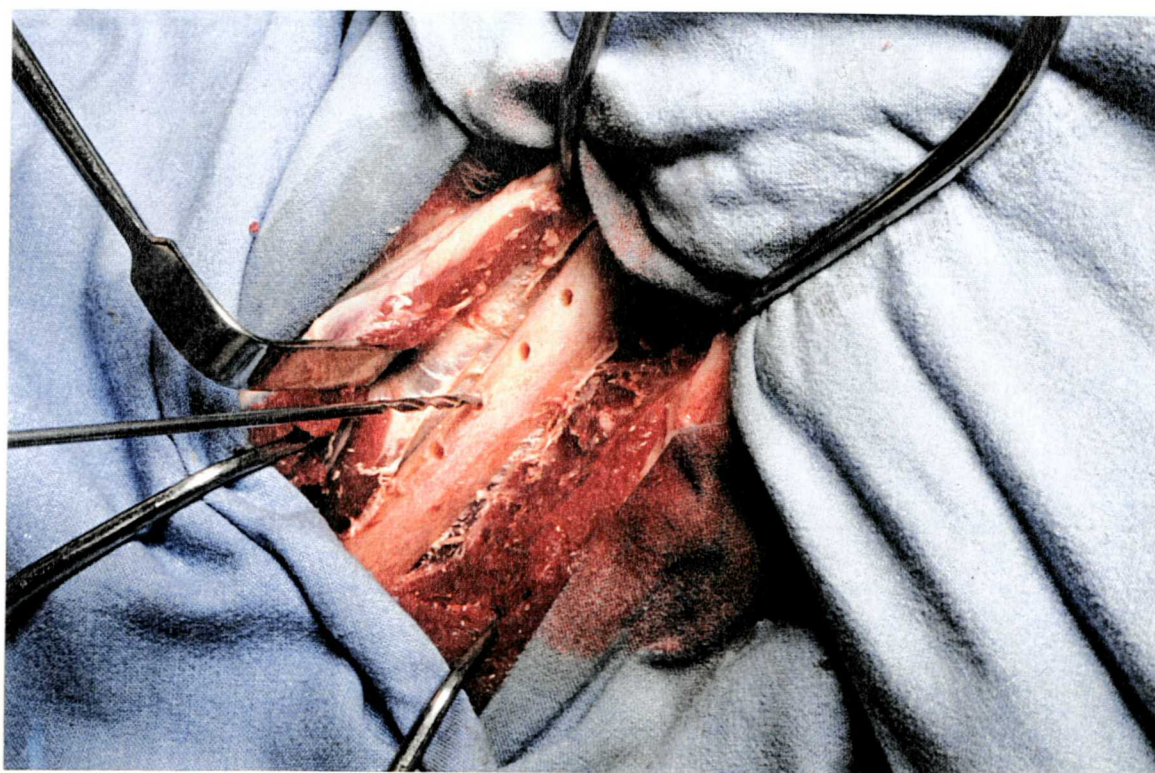


FIGURA 7 – DETALHE DA BOMBA DE INFUSÃO UTILIZADA

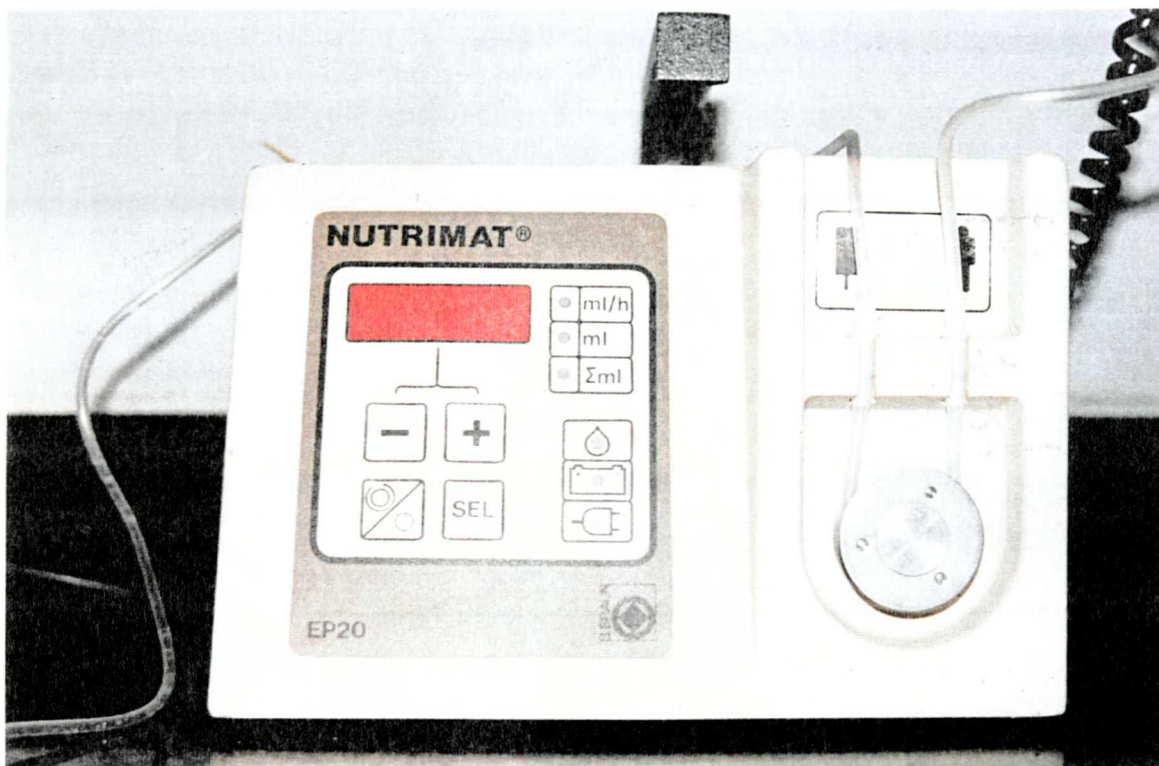
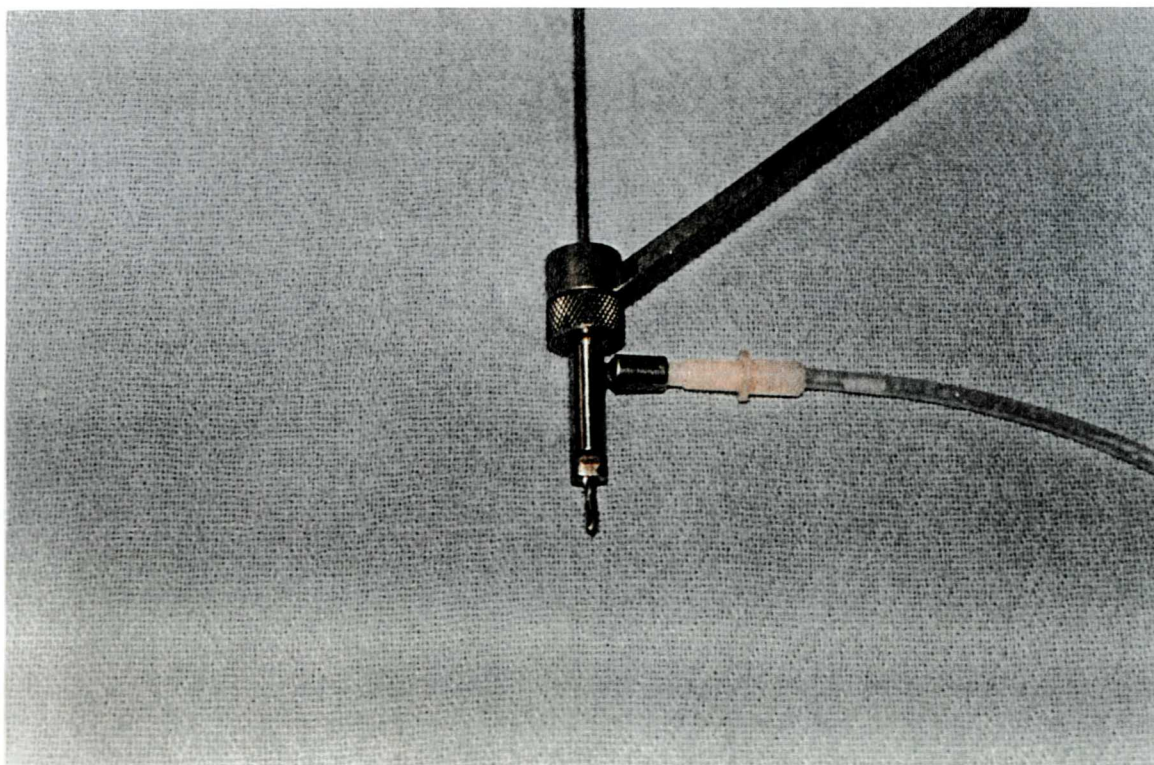


FIGURA 8 – DETALHE DO GUIA DE BROCA UTILIZADO



3.7 ORIFÍCIOS REALIZADOS

Foram realizadas oito perfurações na cortical lateral da diáfise da tíbia traseira direita de cada animal utilizado no estudo, iniciando na extremidade distal do segmento diáfisário e prosseguindo em direção ao segmento proximal.

A distância utilizada entre cada orifício foi de 12 mm, correspondente à distância entre os orifícios de uma placa de compressão dinâmica de pequenos fragmentos (Synthes®) (FIGURAS 7 e 8).

FIGURA 9 – MENSURAÇÃO DA DISTÂNCIA ENTRE OS ORIFÍCIOS

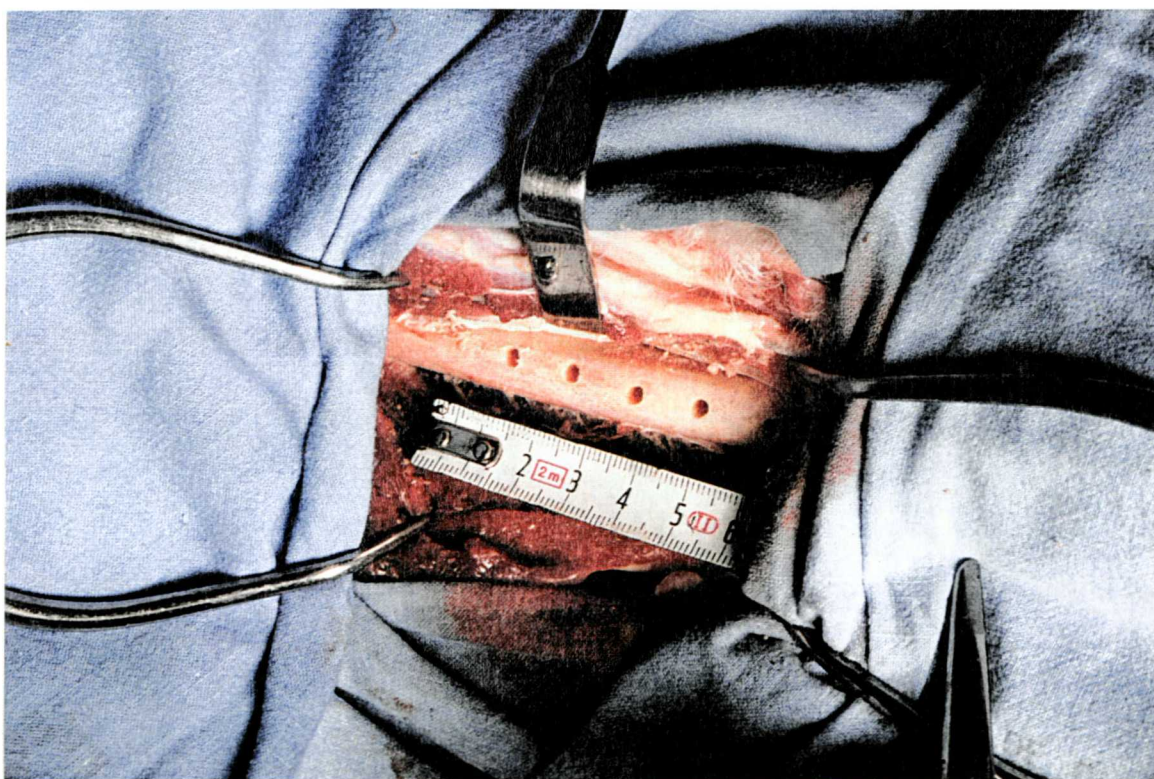
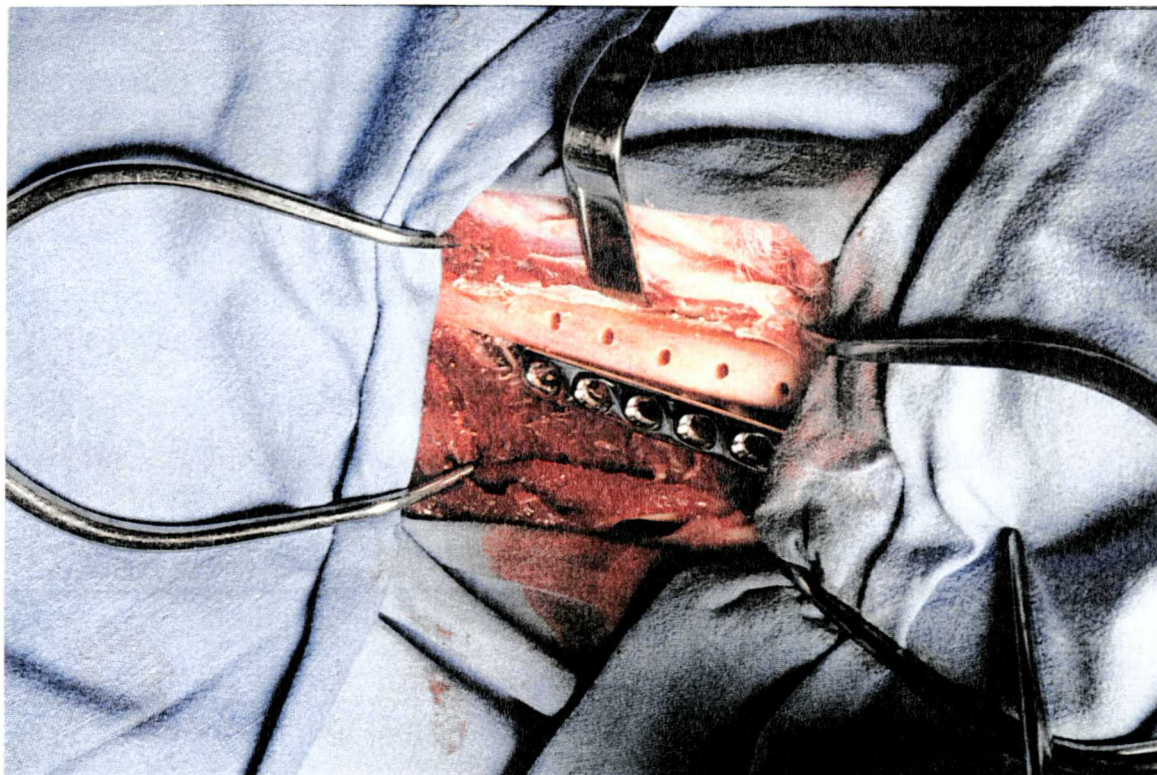


FIGURA 10 – CORRESPONDÊNCIA DOS ORIFÍCIOS COM A PLACA METÁLICA



Com a combinação das cinco diferentes variáveis foram realizados 48 tipos de orifícios diferentes, sendo que cada um foi realizado cinco vezes, perfazendo um total de 240 perfurações ósseas, as quais foram realizadas em seqüências diferentes de perfuração em cada tíbia (TABELA 1 e 2).

Após a realização das perfurações ósseas, o segmento diafisário da tíbia com as perfurações foi ressecado com a utilização de serra manual, colocado em solução de formol a 10% e identificado para posterior análise histológica. O animal foi então sacrificado.

TABELA 1 - DESCRIÇÃO DOS ORIFÍCIOS REALIZADOS

Orifício	Broca	Velocidade	Líquido	Peso	Perf. Prévia ⁽¹⁾
1 - A	Nova	520	0	2	Sem
2 - B	Nova	520	0	4	Sem
3 - C	Nova	520	0	2	Com
4 - D	Nova	520	0	4	Com
5 - E	Nova	2600	0	2	Sem
6 - F	Nova	2600	0	4	Sem
7 - G	Nova	2600	0	2	Com
8 - H	Nova	2600	0	4	Com
9 - I	Usada	520	0	2	Sem
10 - J	Usada	520	0	4	Sem
11 - K	Usada	520	0	2	Com
12 - L	Usada	520	0	4	Com
13 - M	Usada	2600	0	2	Sem
14 - N	Usada	2600	0	4	Sem
15 - O	Usada	2600	0	2	Com
16 - P	Usada	2600	0	4	Com
17 - Q	Nova	520	100	2	Sem
18 - R	Nova	520	100	4	Sem
19 - S	Nova	520	100	2	Com
20 - T	Nova	520	100	4	Com
21 - U	Nova	2600	100	2	Sem
22 - V	Nova	2600	100	4	Sem
23 - X	Nova	2600	100	2	Com
24 - Y	Nova	2600	100	4	Com
25 - Z	Usada	520	100	2	Sem
26 - AB	Usada	520	100	4	Sem
27 - BC	Usada	520	100	2	Com
28 - CD	Usada	520	100	4	Com
29 - DE	Usada	2600	100	2	Sem
30 - EF	Usada	2600	100	4	Sem
31 - FG	Usada	2600	100	2	Com
32 - GH	Usada	2600	100	4	Com
33 - HI	Nova	520	300	2	Sem
34 - IJ	Nova	520	300	4	Sem
35 - JK	Nova	520	300	2	Com
36 - KL	Nova	520	300	4	Com
37 - LM	Nova	2600	300	2	Sem
38 - MN	Nova	2600	300	4	Sem
39 - NO	Nova	2600	300	2	Com
40 - OP	Nova	2600	300	4	Com
41 - PQ	Usada	520	300	2	Sem
42 - QR	Usada	520	300	4	Sem
43 - RS	Usada	520	300	2	Com
44 - ST	Usada	520	300	4	Com
45 - TU	Usada	2600	300	2	Sem
46 - UV	Usada	2600	300	4	Sem
47 - VX	Usada	2600	300	2	Com
48 - XY	Usada	2600	300	4	Com

(1) Perf. Prévia: Perfuração óssea prévia

TABELA 2 - SEQUÊNCIA DAS PERFURAÇÕES REALIZADAS

Animal	Orif. 1 ⁽¹⁾	Orif. 2	Orif. 3	Orif. 4	Orif. 5	Orif. 6	Orif. 7	Orif. 8 ⁽²⁾
1	A	B	C	D	E	F	G	H
2	I	J	K	L	M	N	O	P
3	Q	R	S	T	U	V	X	Y
4	Z	AB	BC	CD	DE	EF	FG	GH
5	HI	IJ	JK	KL	LM	MN	NO	OP
6	PQ	QR	RS	ST	TU	UV	VX	XY
7	D	C	B	A	H	G	F	E
8	L	K	J	I	P	O	N	M
9	T	S	R	Q	Y	X	V	U
10	CD	BC	AB	Z	GH	FG	EF	DE
11	KL	JK	IJ	HI	OP	NO	MN	LM
12	ST	RS	QR	PQ	XY	VX	UV	TU
13	B	A	D	C	F	E	H	G
14	J	I	L	K	N	M	P	O
15	R	Q	T	S	V	U	Y	X
16	AB	Z	CD	BC	EF	DE	GH	FG
17	IJ	HI	KL	JK	MN	LM	OP	NO
18	QR	PQ	ST	RS	UV	TU	XY	VX
19	C	D	A	B	G	H	E	F
20	K	L	I	J	O	P	M	N
21	S	T	Q	R	X	Y	U	V
22	BC	CD	Z	AB	FG	GH	DE	EF
23	JK	KL	HI	IJ	NO	OP	LM	MN
24	RS	ST	PQ	QR	VX	XY	TU	UV
25	A	D	C	B	E	H	G	F
26	I	L	K	J	M	P	O	N
27	Q	T	S	R	U	Y	X	V
28	Z	CD	BC	AB	DE	GH	FG	EF
29	HI	KL	JK	IJ	LM	OP	NO	MN
30	PQ	ST	RS	QR	TU	XY	VX	UV

(1) Orif. 1: orifício realizado na posição 1 (mais distal na diáfise)

(2) Orif. 8: orifício realizado na posição 8 (mais proximal na diáfise)

3.8 ANÁLISE HISTOPATOLÓGICA

Após a remoção dos segmentos ósseos perfurados e desbridamento dos tecidos adjacentes, esses foram imersos em solução de formol a 10% (formalina) e fixados por um período de 72 horas. Em seguida, os segmentos ósseos foram descalcificados em solução descalcificadora contendo formol a 20% e ácido fórmico a 20% e mantidos em estufa a 37 °C, até que os segmentos ósseos estivessem descalcificados e prontos para amostragem histológica. Em média, os segmentos

ósseos foram descalcificados após 72 horas imersos na solução descalcificadora. A amostra foi efetuada incluindo-se uma das bordas do orifício perfurado e o osso cortical adjacente. Em seguida, o material foi submetido a processamento histológico rotineiro com inclusão em parafina. A microtomia foi efetuada com cinco micrômetros de espessura e os cortes histológicos foram corados pela técnica de hematoxilina e eosina e examinados em microscópio óptico comum modelo Zeiss standard 25 (Zeiss®) adaptado com retículo para mensuração de espessura em ocular Olympus WHK 10X (Olympus®) (MICHALANY, 1980).

A necrose óssea térmica foi identificada como sendo a alteração observada na borda do orifício perfurado em que a matriz óssea, pela necrose coagulativa, adquiriu coloração basofílica e as lacunas ósseas continham apenas sombras amorfas e eosinofílicas dos osteócitos necróticos.

A extensão da necrose foi medida com o auxílio do retículo adaptado na ocular do microscópio óptico, calibrado com régua micrométrica OBM 1/100 (Olympus®). Para o conjunto ocular 10X e objetiva 40X do microscópio utilizado, cada unidade no retículo da ocular, correspondeu a 0,025 mm. A mensuração foi feita contando-se o número de unidades com o auxílio do retículo da ocular e, posteriormente, o valor correspondente em milímetros foi calculado utilizando-se regra de três.

As figuras 11 e 12 representam fotomicrografias da borda do orifício perfurado demonstrando halo de necrose térmica do tecido ósseo, com espessura avaliada em 0,350 mm, contendo matriz basofílica, em contraste com a matriz óssea íntegra e de coloração eosinofílica, e os osteócitos representados apenas por sombras amorfas e eosinofílicas das estruturas celulares.

As figuras 13 e 14 representam fotomicrografias da borda de um orifício perfurado contendo apenas um pequeno halo de necrose óssea, com espessura avaliada em 0,050 mm.

FIGURA 11 - FOTOMICROGRAFIA DO HALO DE NECROSE DA MATRIZ ÓSSEA DE COLORAÇÃO BASOFÍLICA NA BORDA DE UM ORIFÍCIO PERFURADO (HEMATOXILINA E EOSINA 100X)

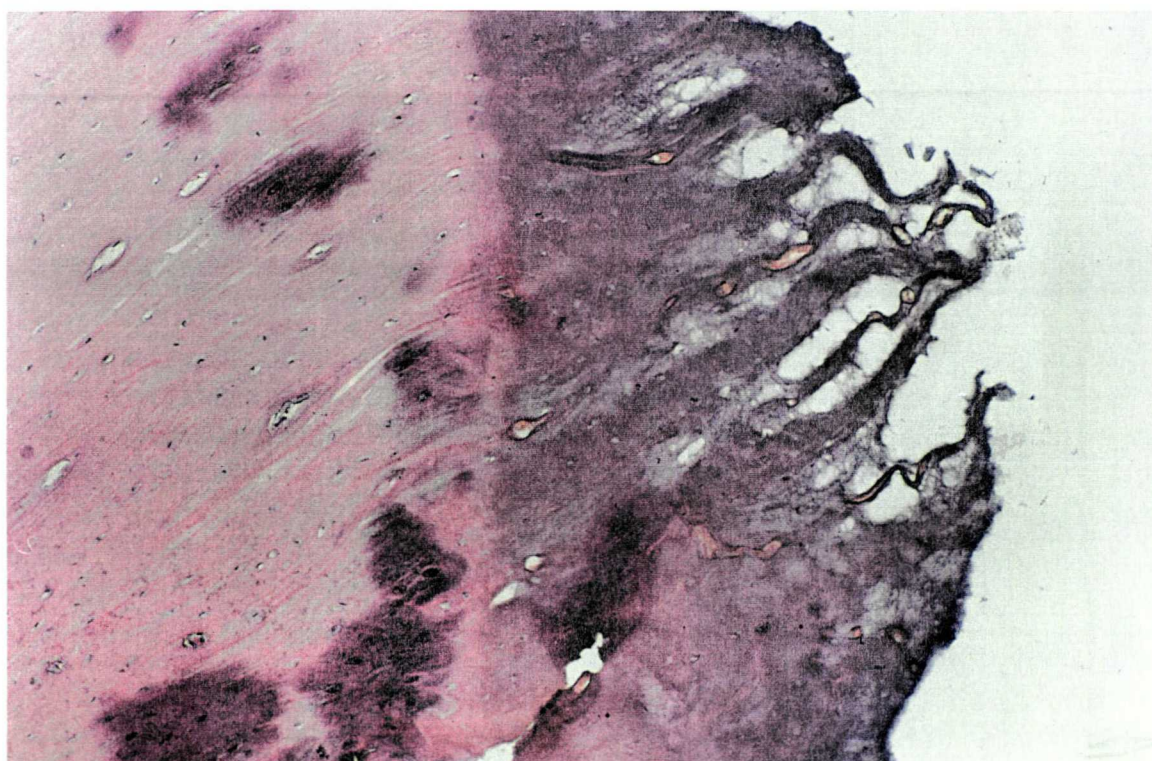


FIGURA 12 – FOTOMICROGRAFIA EM MAIOR AUMENTO DA FIGURA 11, DEMONSTRANDO OSTEÓCITOS NECRÓTICOS REPRESENTADOS POR SOMBRAS AMORFAS E EOSINOFÍLICAS, NA REGIÃO DE MATRIZ NECRÓTICA (HEMATOXILINA E EOSINA 400 X)

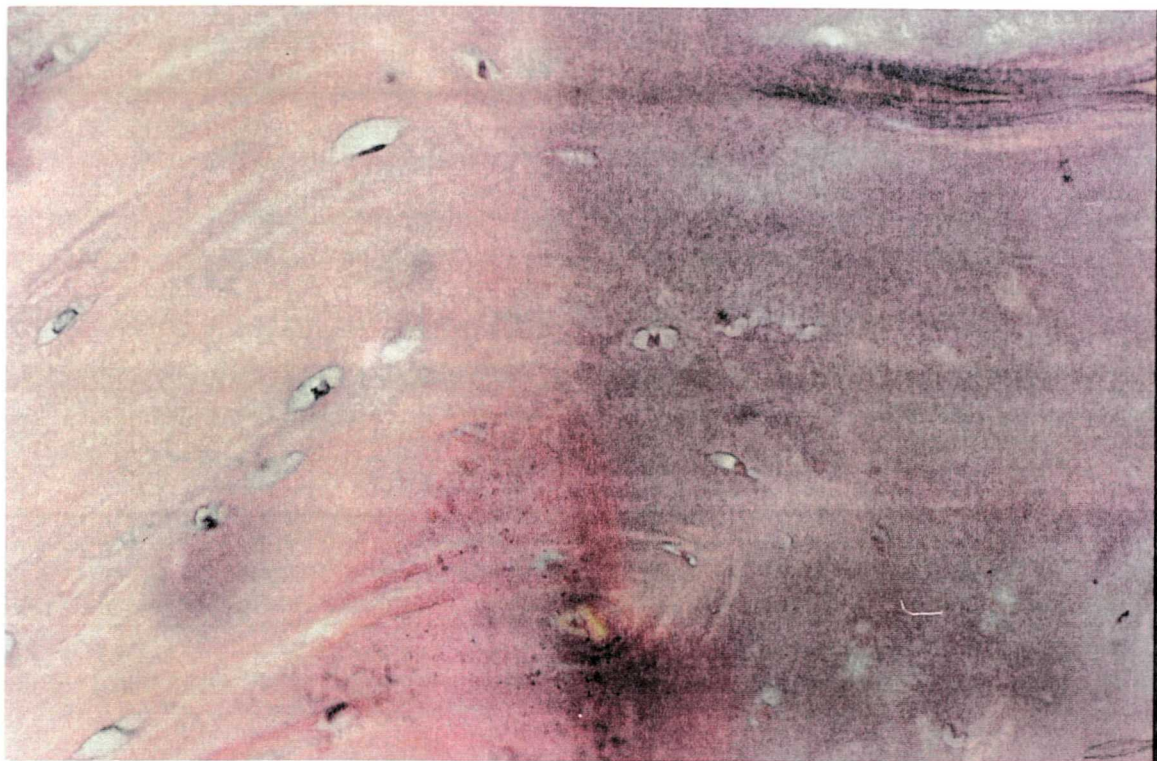


FIGURA 13 – FOTOMICROGRAFIA DEMONSTRANDO PEQUENO HALO DE NECROSE NA BORDA DE UM ORIFÍCIO PERFURADO (HEMATOXILINA E EOSINA, 100 X)

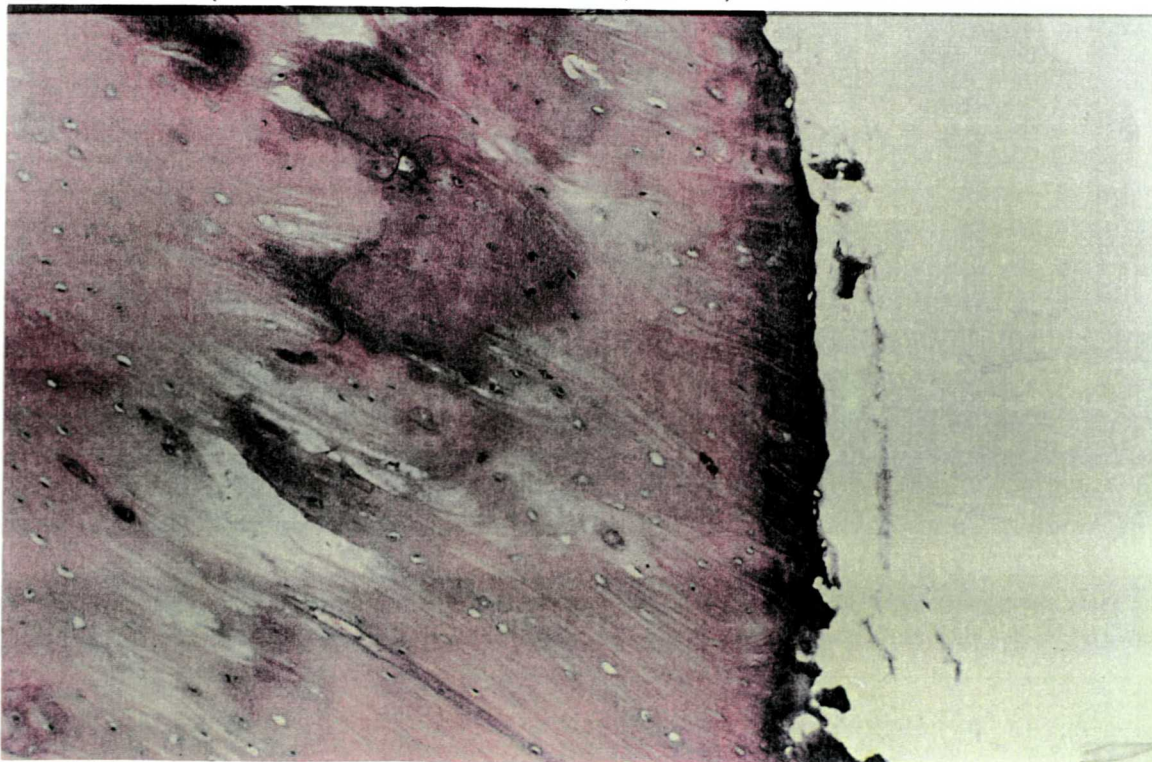
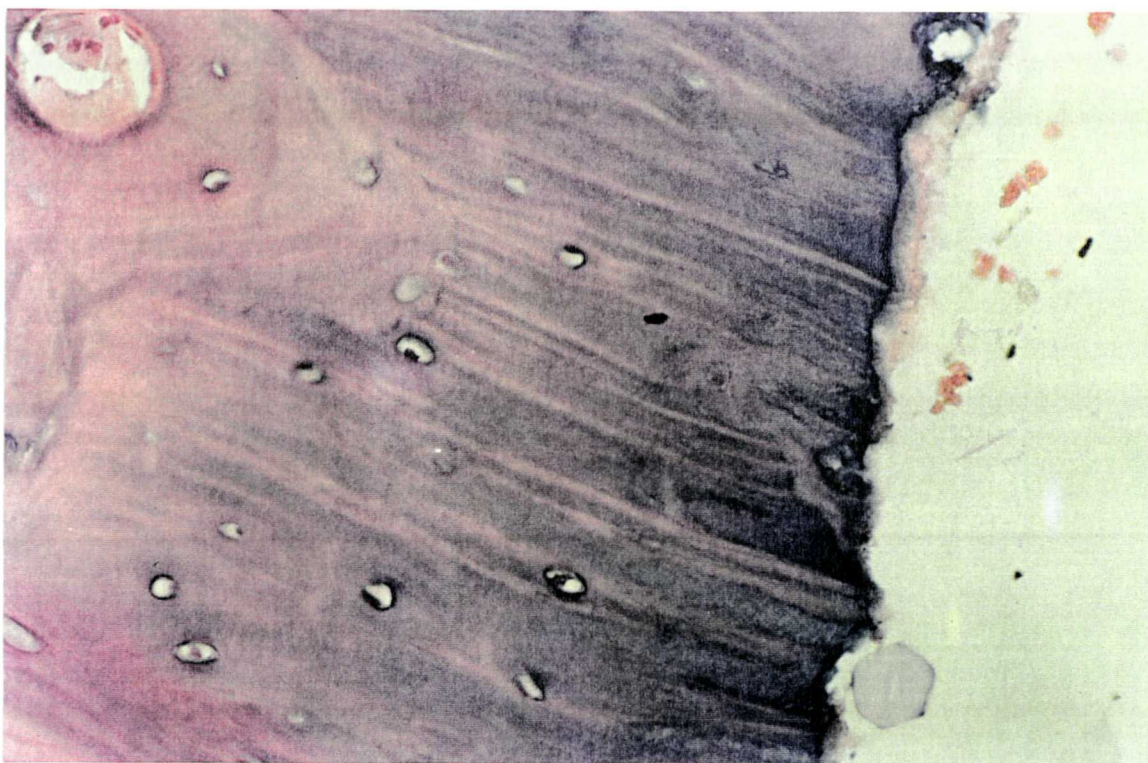


FIGURA 14 – FOTOMICROGRAFIA EM MAIOR AUMENTO DA FIGURA 13, DEMONSTRANDO OS DETALHES DA BORDA DO ORIFÍCIO PERFURADO (HEMATOXILINA E EOSINA, 400X)



3.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, os dados foram analisados por intermédio da técnica estatística de análise de variância com múltiplos fatores (desgaste da broca, velocidade de rotação, uso de líquidos para o resfriamento, força de perfuração e perfuração óssea prévia). A variável dependente foi a extensão da necrose óssea produzida mensurada em milímetros.

A análise teve início pelas interações de todas as variáveis singulares. Foi fixado o nível de significância de 5% (p-valor menor ou igual a 0,05) para todos os testes de hipóteses. Para as variáveis e interações que apresentaram diferenças

significativas entre as médias foram realizadas comparações a *posteriori*, utilizando-se o teste de Tukey. Foram utilizados gráficos e tabelas para ilustrar os principais resultados da análise estatística.

4 RESULTADOS

A análise histológica mostrou uma variação de 0 a 0,350 mm de necrose óssea produzida. O apêndice 1 mostra os resultados histológicos dos 240 orifícios estudados ordenando os 5 resultados de cada um dos 48 tipos de orifícios listados na tabela 2. Apenas as variáveis desgaste da broca, uso de líquidos para o resfriamento e perfuração óssea prévia apresentaram diferença estatisticamente significativa. As demais variáveis e as várias interações entre todas as variáveis não apresentaram diferença estatisticamente significativa no nível de significância estabelecido (5%), conforme pode ser observado no apêndice 2.

Tendo em vista que nenhuma das interações entre as variáveis apresentou diferença estatisticamente significativa, são relatados a seguir os resultados do estudo das cinco variáveis isoladamente, inclusive das duas variáveis que não apresentaram diferença estatisticamente significativa. É relatada, também, a interação entre as três variáveis que apresentaram diferença estatisticamente significativa isoladamente (desgaste da broca, uso de líquidos para o resfriamento e perfuração óssea prévia), à título de ilustração, apesar de não ter havido diferença estatisticamente significativa na interação destas.

4.1 VARIÁVEL 1 – DESGASTE DA BROCA

O cálculo das medidas descritivas (média, tamanho da amostra e desvio padrão) foi expresso na tabela 3. Trinta orifícios realizados com brocas usadas não apresentaram necrose óssea na análise histológica, enquanto que nos orifícios realizados com brocas novas 59 orifícios não apresentaram necrose óssea.

TABELA 3 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 1: DESGASTE DA BROCA

	MÉDIA	TAMANHO DA AMOSTRA (n)	DESVIO PADRÃO
NOVA ⁽¹⁾	0,0247	120	0,0396
USADA ⁽²⁾	0,0496	120	0,0608

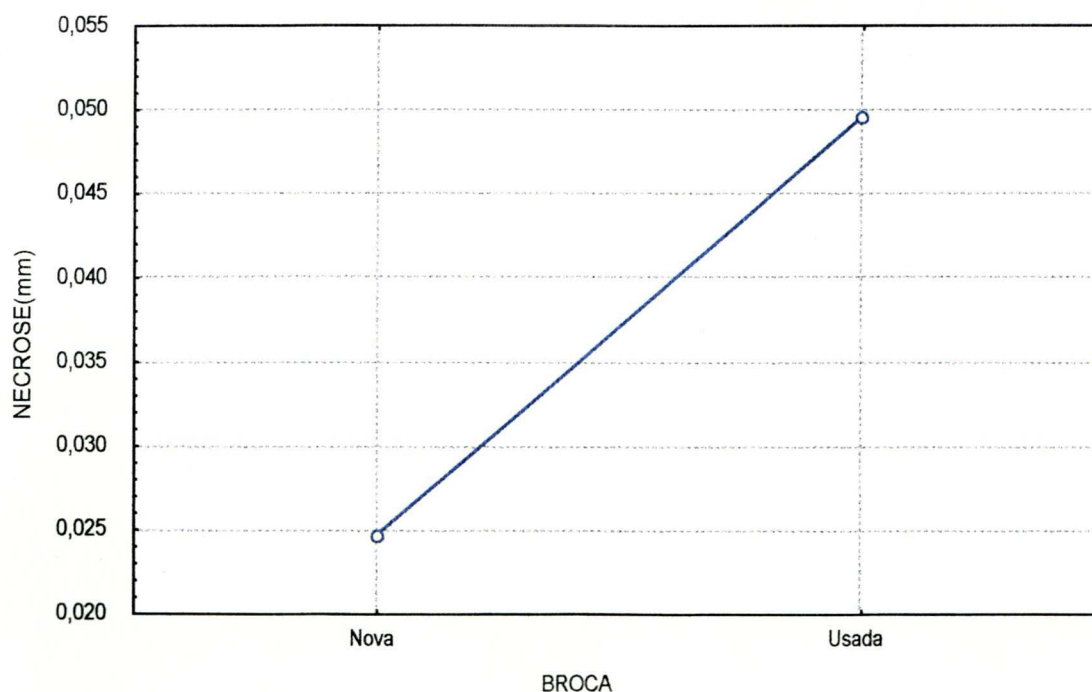
(1) NOVA : broca nova

(2) USADA 100 – broca desgastada com 100 perfurações prévias

O resultado da análise de variância mostrou diferença significativa entre os 2 padrões de desgaste de broca (p-valor de 0,000068).

O gráfico 1 ilustra os resultados mostrando o aumento da necrose óssea quando utilizamos brocas desgastadas comparados com àqueles obtidos com a utilização de brocas novas.

GRÁFICO 1 – MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 1: DESGASTE DA BROCA



4.2 VARIÁVEL 2 – VELOCIDADE DE ROTAÇÃO

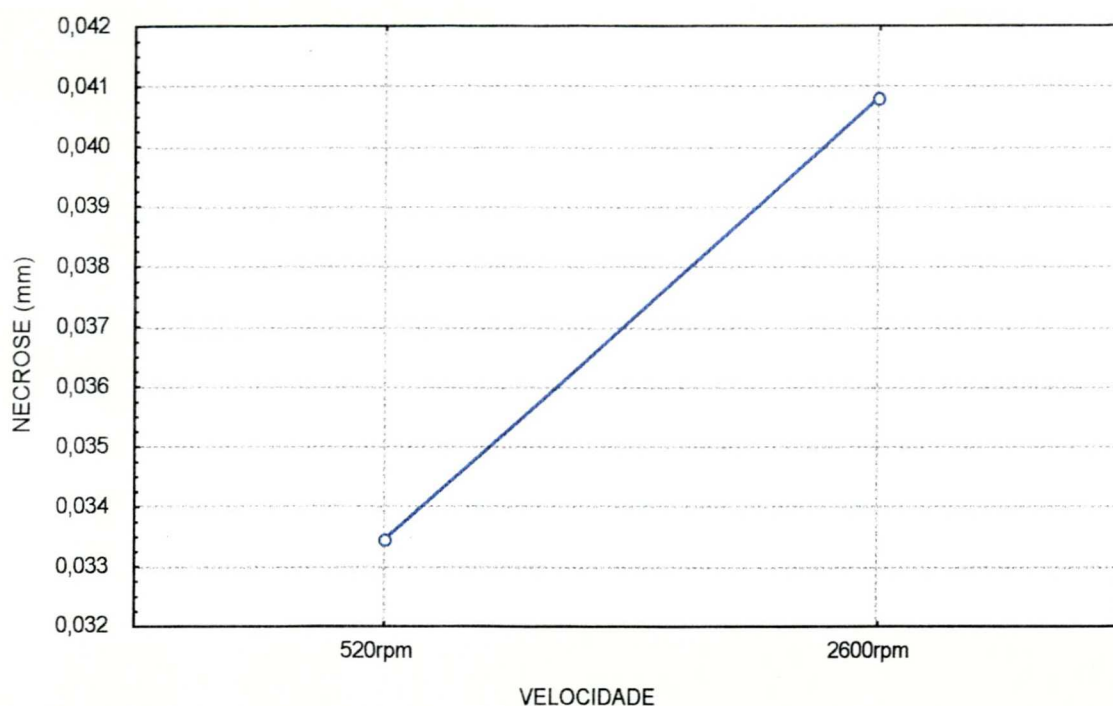
O cálculo das medidas descritivas (média, tamanho da amostra e desvio padrão) foi expresso na tabela 4. Quarenta orifícios realizados com a velocidade de rotação do perfurador de 2.600 rpm não apresentaram necrose óssea na análise histológica, enquanto que com a utilização da velocidade de 520 rpm não foi encontrada necrose óssea em 48 orifícios.

Observou-se um aumento da extensão da necrose óssea com o aumento da velocidade de rotação, porém o resultado da análise de variância não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os 2 padrões de velocidade de rotação (p-valor de 0,228668). O gráfico 2 ilustra estes os resultados.

TABELA 4 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 2: VELOCIDADE DE ROTAÇÃO

	MÉDIA	TAMANHO DA AMOSTRA (n)	DESVIO PADRÃO
520 RPM	0,0335	120	0,0493
2.600 RPM	0,0408	120	0,0558

GRÁFICO 2 – MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 2: VELOCIDADE DE ROTAÇÃO



4.3 VARIÁVEL 3 – USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO

O cálculo das medidas descritivas (média, tamanho da amostra e desvio padrão) foi expresso na tabela 5. Apenas 15 orifícios realizados sem uso de líquidos para o resfriamento não apresentaram necrose óssea na análise estatística, enquanto que nos orifícios realizados com resfriamento obteve-se um total de 74 orifícios sem necrose óssea (35 com 100 ml por hora e 39 com 300 ml por hora).

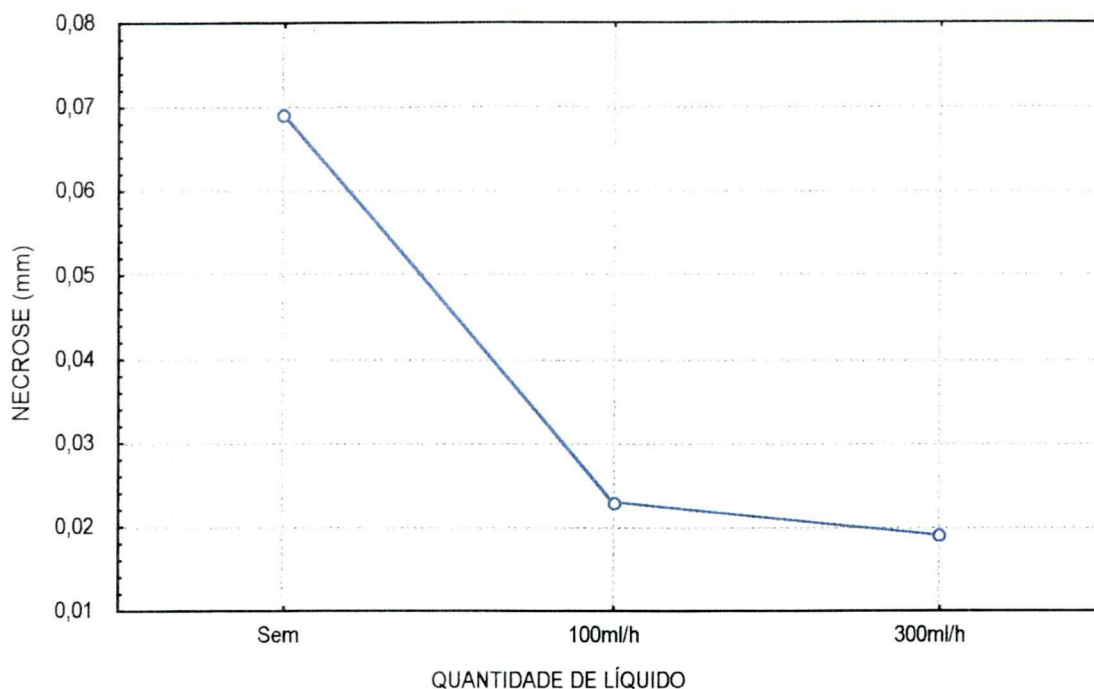
TABELA 5 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 3: USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO

	MÉDIA	TAMANHO DA AMOSTRA (n)	DESVIO PADRÃO
SEM LÍQUIDO	0,0692	120	0,0732
100 ml / hora	0,0231	120	0,0283
300 ml / hora	0,0191	120	0,0259

O resultado da análise de variância mostrou diferença estatisticamente significativa entre as três quantidades de solução salina isotônica a 0.9% utilizadas (p-valor de 0,000000). A aplicação do teste de Tukey para comparações múltiplas mostrou diferença estatisticamente significativa entre a não utilização de líquidos para o resfriamento e as outras duas quantidades de solução salina isotônica a 0,9% utilizadas (p-valor de 0,000022). Porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre as duas quantidades de solução salina isotônica a 0.9% utilizadas (100 e 300 ml por hora) para o resfriamento (p-valor 0,849974).

O gráfico 3 ilustra os resultados mostrando a diminuição da necrose óssea quando foi utilizada solução salina isotônica a 0,9% para o resfriamento comparados com a não utilização da mesma, bem como a pouca diferença entre a utilização de 100 ml por hora comparado com 300 ml por hora.

GRÁFICO 3 – MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 3: USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO



4.4 VARIÁVEL 4 – FORÇA DE PERFURAÇÃO

O cálculo das medidas descritivas (média, tamanho da amostra e desvio padrão) foi expresso na tabela 6. Cinquenta orifícios realizados com a força de perfuração de 2 kg não apresentaram necrose óssea na análise histológica, enquanto que, com a utilização da força de perfuração de 4 kg não foi apresentada necrose óssea em 48 orifícios.

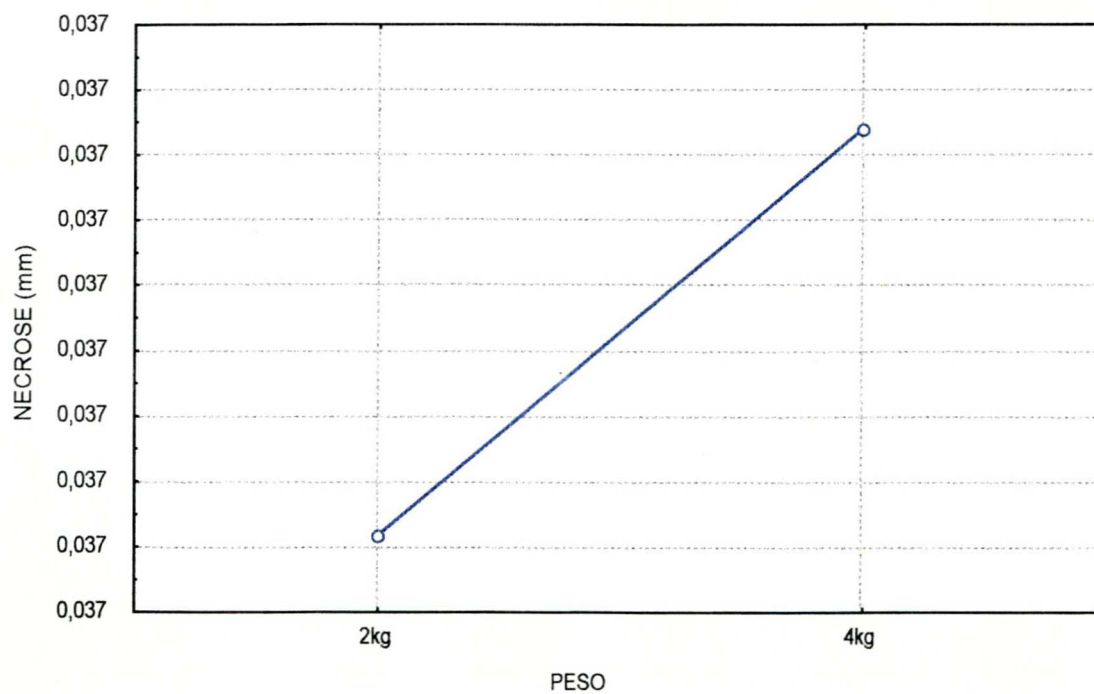
O resultado da análise de variância não mostrou diferença estatisticamente significativa entre as duas forças de perfuração (p-valor de 0,983691).

O gráfico 2 ilustra a proximidade dos resultados entre as duas forças de perfuração utilizadas.

TABELA 6 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 4: FORÇA DE PERFURAÇÃO

	MÉDIA	TAMANHO DA AMOSTRA (n)	DESVIO PADRÃO
2 kg	0,0371	120	0,0582
4 kg	0,0372	120	0,0469

GRÁFICO 4 – MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 4: FORÇA DE PERFURAÇÃO



4.5 VARIÁVEL 5 – PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA

O cálculo das medidas descritivas (média, tamanho da amostra e desvio padrão) foi expresso na tabela 7. Trinta e quatro orifícios realizados sem perfuração óssea prévia não apresentaram necrose óssea na análise histológica, enquanto que nos orifícios realizados com perfuração óssea prévia não foi encontrada necrose óssea em 55 orifícios.

TABELA 7 - MEDIDAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL 5: PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA

	MÉDIA	TAMANHO DA AMOSTRA (n)	DESVIO PADRÃO
SEM P. PRÉVIA ⁽¹⁾	0,0458	120	0,0606
COM P. PRÉVIA ⁽²⁾	0,0371	120	0,0419

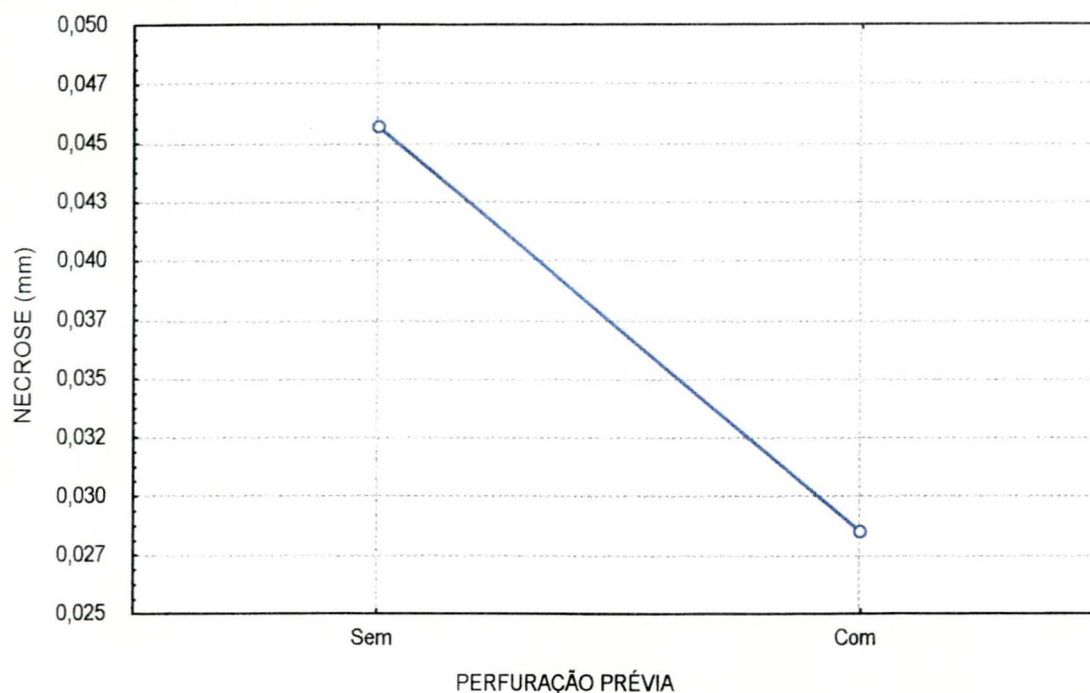
(1) SEM P. PRÉVIA: Sem perfuração óssea prévia

(2) COM P. PRÉVIA: Com perfuração óssea prévia

O resultado da análise de variância mostrou diferença estatisticamente significativa na produção e extensão de necrose óssea térmica entre a utilização ou não de perfuração óssea prévia (p-valor de 0,005341).

O gráfico 5 ilustra os resultados mostrando o aumento da necrose óssea quando não utilizamos perfuração óssea prévia comparado com os obtidos quando a mesma foi feita.

GRÁFICO 5 – MÉDIA DA NECROSE DA VARIÁVEL 5: PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA

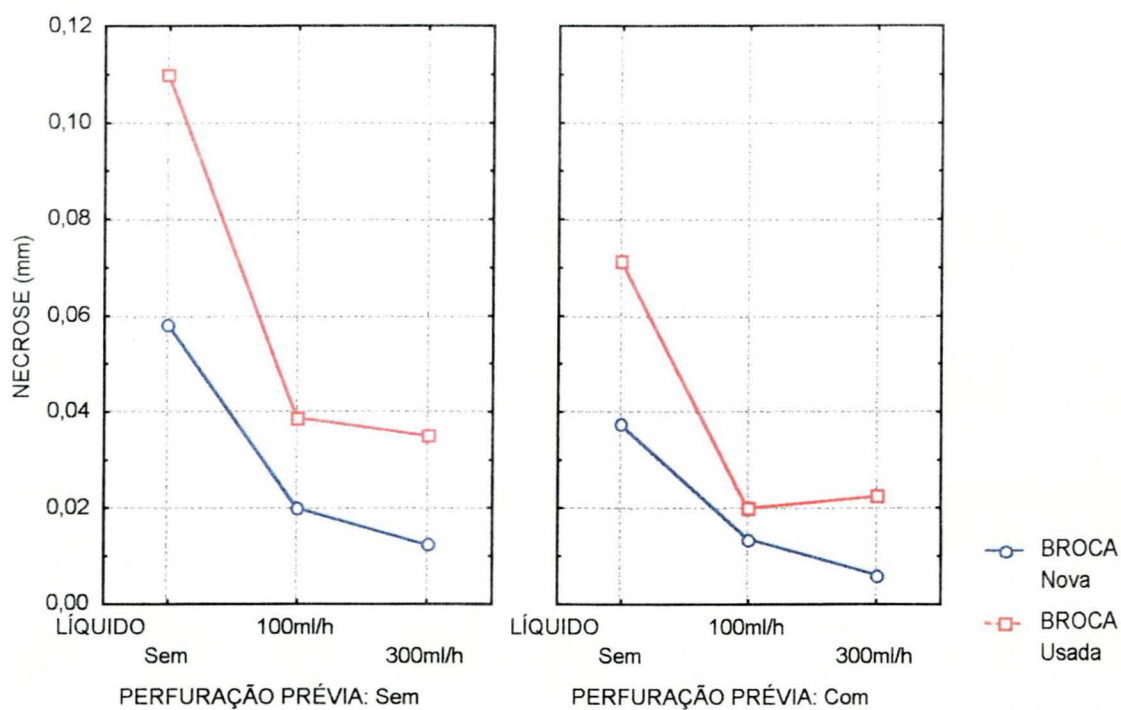


4.6 – INTERAÇÃO DAS TRÊS VARIÁVEIS COM DIFERENÇA SIGNIFICATIVA

O gráfico 6 ilustra a análise comparativa entre as três variáveis (desgaste da broca, uso de líquidos para o resfriamento e perfuração óssea prévia) que apresentaram diferença estatisticamente significativa. Observa-se que à medida que se utilizou líquido para o resfriamento houve diminuição da necrose óssea tanto com broca nova quanto com broca usada. Da mesma forma, houve também o declínio na produção de necrose óssea com e sem a utilização de perfuração óssea prévia. O mesmo tipo de raciocínio pode ser feito com as duas outras variáveis (desgaste da broca e perfuração óssea prévia), ilustrando que em todas as situações sempre que se usou brocas novas ou uso de líquidos para o resfriamento ou a utilização de perfuração óssea prévia observamos um declínio na produção e

extensão da necrose óssea térmica. Ressalte-se que esta interação entre as três variáveis não mostrou resultado estatisticamente significativo.

GRÁFICO 6 – MÉDIA DA NECROSE COMPARATIVA DAS VARIÁVEIS: DESGASTE DA BROCA, USO DE LÍQUIDOS PARA O RESFRIAMENTO E PERFURAÇÃO ÓSSEA PRÉVIA



5 DISCUSSÃO

Durante a realização de uma perfuração óssea com broca metálica, parte integrante de um grande número de procedimentos cirúrgicos, raramente se pensa na associação de fatores que podem provocar problemas. Esta perfuração, se realizada de modo displicente, pode acarretar danos ao tecido ósseo, aos tecidos adjacentes e até mesmo ao cirurgião (NATALI, INGLE e DOWELL, 1996).

Com relação aos danos ao tecido ósseo, o problema mais comum encontrado é o calor produzido pelo atrito entre a superfície cortante da broca metálica e as bordas do orifício perfurado (SAHA, PAL e ALBRIGHT, 1982). Inúmeras são as variáveis que podem influenciar nesta produção de calor: o uso ou não de líquidos para promover o resfriamento do local de perfuração, o diâmetro e geometria da broca metálica, a espessura da cortical perfurada, a velocidade de rotação do perfurador, o desgaste da superfície cortante da broca metálica, a força utilizada na perfuração, a utilização de perfuração óssea prévia, entre outras.

Neste trabalho foram estudadas cinco variáveis atuando de maneira simultânea: 1 - desgaste da broca; 2 - velocidade de rotação; 3 - força de perfuração; 4 - uso de líquidos para o resfriamento e 5 - perfuração óssea prévia.

Evidenciou-se extensão maior de necrose óssea térmica quando utilizadas brocas desgastadas para a realização das perfurações do que quando utilizadas brocas novas, em todos os tipos de orifícios testados. O estudo mostrou diferença significativa com p-valor de 0,000068.

PETERSON (1952) definiu que a broca deveria ser um item de consumo no material ortopédico, sendo descartada sempre que estivesse desgastada.

HARKESS e RAMSEY (1991) definiram que a broca deveria ser considerada desgastada após a execução de 40 perfurações ósseas.

NATALI, INGLE e DOWELL (1996) relataram que o uso de brocas metálicas desgastadas podia produzir lesão térmica no osso.

MAZZOCCA et al. (2000) relataram que brocas danificadas ou cegas diminuía significativamente a eficiência de perfuração e poderiam causar traumatismo local ao osso. Relataram ainda que uma broca danificada poderia aumentar o tempo de perfuração em 35 vezes.

ASHFORD, PANDE e DEY (2001) recomendaram que brocas novas fossem usadas para cada novo caso, reduzindo potenciais efeitos adversos como necrose térmica do osso e quebra da broca.

ABAGGE (1998) concluiu que o desgaste da broca metálica, maior ou igual a 50 perfurações ósseas prévias, utilizada para a realização de uma perfuração óssea na tíbia de ovelhas adultas foi um fator que propiciou um aumento na produção de necrose óssea térmica. O autor comparou brocas novas com brocas desgastadas com 50 e 100 perfurações ósseas prévias, utilizando velocidade de rotação fixa de 520 rpm e força de perfuração de 2 kg.

Concorda-se com as afirmações dos autores acima referidos, pois se pôde comprovar que o uso de uma broca metálica desgastada produz extensão maior de necrose térmica no osso. Em todas as situações testadas, seja com a utilização ou não de líquidos para o resfriamento, maior ou menor força de perfuração, uso ou não de perfuração óssea prévia e velocidade maior ou menor de rotação do perfurador foi evidenciada uma maior extensão da necrose óssea térmica com a utilização de brocas desgastadas. Desta forma, sugere-se que as brocas

desgastadas devam ser descartadas do arsenal ortopédico sempre que se evidencie seu desgaste.

Vários estudos anteriores concluíram que a velocidade de rotação na perfuração óssea foi fundamental na gênese da necrose óssea térmica (ANDERSON e FINLAYSON, 1943; CONVERSE, 1943; IVY e CURTIS, 1943; WALDRON, KAZANJIAN e PARKER, 1943; THOMPSON, 1958).

THOMPSON (1958) definiu que a velocidade de rotação ideal para a perfuração óssea feita com broca metálica seria de 500 rpm.

JACOB et al. (1976) concluíram que a velocidade adequada de rotação estaria na faixa entre 750 e 1.250 rpm para a realização de uma perfuração óssea.

ABAGGE (1998) concluiu que a velocidade de rotação utilizada para a realização de uma perfuração óssea com broca metálica nova na tíbia de ovelhas adultas foi um fator importante na produção de necrose óssea térmica. Concluiu também que a faixa de velocidade de rotação entre 520 e 1320 rpm demonstrou ser a mais segura e evidenciou uma maior produção de necrose óssea térmica com a velocidade de rotação de 2600 rpm. Neste estudo o autor comparou as diferentes velocidades de rotação do perfurador elétrico utilizando apenas brocas novas e com força de perfuração constante de 2 kg.

MATHEWS e HIRSCH (1972) concluíram que a velocidade de rotação não seria o fator principal na geração de calor e conseqüente produção de necrose óssea térmica, definindo como fator principal a força utilizada durante a perfuração. Compararam três velocidades de rotação diferentes (345, 885 e 2900 rpm), encontrando a maior média de aumento de temperatura no grupo em que se utilizou a velocidade de rotação de 2900 rpm e uma força de 2 kg.

BRISMAN (1996) comparou duas diferentes velocidades de rotação (1800 e 2400 rpm) e duas forças diferentes de perfuração óssea (1,2 Kg e 2,4 Kg), concluindo que a perfuração óssea realizada com a menor velocidade de rotação e menor força de perfuração produziu uma elevação de temperatura na cortical óssea semelhante àquela verificada quando utilizadas as maiores. Porém, quando realizado somente o aumento da força de perfuração ou da velocidade de rotação existiu um aumento significativo da elevação da temperatura na cortical óssea. Finalizou concluindo que o aumento tanto da velocidade de rotação quanto da força de perfuração tornaram a perfuração óssea mais eficiente sem aumentar significativamente a temperatura na cortical.

Observou-se em nosso estudo um aumento na extensão da necrose óssea térmica com a velocidade de rotação de 2600 rpm em relação à velocidade de 520 rpm, conforme demonstrado no gráfico 2. Porém, com resultado estatístico não significativo com p-valor de 0,228669. Mostra-se diminuição da influência da variável velocidade de rotação sobre a extensão da necrose óssea térmica quando estudadas as cinco variáveis atuando de maneira simultânea.

Diversos estudos citam a importância da utilização de líquidos para o resfriamento durante a perfuração óssea para prevenção de necrose óssea térmica. Porém, a maioria destes estudos não refere a quantidade de líquidos e o modo como deve ser feita a utilização dos mesmos (HENSCHER, 1944; PETERSON, 1952; COSTISH, YOUNGBLOOD E WALDEN, 1964; PERREN, 1969; LAVALLE E WEDGWOOD, 1980; KRAUSE, 1982).

MATHEWS e HIRSCH (1972) realizaram um estudo com irrigação manual utilizando uma seringa de 100 ml comparada à irrigação forçada a 300, 500 e 1000

ml por minuto durante a perfuração óssea. Não encontraram nenhum aumento de temperatura acima de 50 °C nas perfurações onde a irrigação foi utilizada. Recomendaram o uso de irrigação sempre que se fizesse uma perfuração óssea.

ERIKSSON, ALBREKTSSON e ALBREKTSSON (1984) utilizaram 60 mililitros de solução salina por minuto com diminuição acentuada na produção de calor durante a perfuração da cortical óssea lateral de cães.

Mostrou-se em nosso estudo diferença estatisticamente significativa na diminuição da extensão da necrose óssea térmica durante a perfuração óssea quando utilizados líquidos para o resfriamento. Não existiu diferença significativa entre as duas diferentes quantidades de líquido utilizadas (100 ml por hora e 300 ml por hora). Observe-se que as quantidades de líquido utilizadas em nosso estudo são inferiores às utilizadas em estudos de outros autores. Mesmo assim, obteve-se o mesmo resultado, comprovando que a utilização de líquidos para o resfriamento durante a perfuração óssea com broca metálica é um fator importante na prevenção de necrose óssea térmica durante a perfuração óssea.

MATHEWS e HIRSCH (1972) relataram que nos casos em que são utilizados guias para a perfuração óssea, estes deveriam ser suficientemente recuados para que a irrigação pudesse ser feita diretamente no local perfurado.

Demonstrou-se em nosso estudo que isto não é necessário, basta que se utilizem guias de broca com adaptação para introdução de equipo de soro, que pode ser conectado a uma seringa simples. Conseqüentemente, pode-se utilizar o guia na posição correta e ao mesmo tempo fazer a irrigação diretamente na broca metálica, bem próxima do local efetivo da perfuração.

ERIKSSON, ALBREKTSSON e ALBREKTSSON (1984) concluíram que o aumento da temperatura na cortical óssea medial (65 °C) foi maior que o encontrado na cortical lateral (56 °C) em um estudo realizado em cães utilizando perfurador a 20000 rpm e solução salina a 60 ml por minuto. Atribuíram este resultado à capacidade reduzida de resfriamento da solução salina na cortical óssea oposta.

Este é um ponto importante a ser lembrado durante a realização de uma perfuração óssea, pois mesmo com a utilização de líquidos para o resfriamento, outras variáveis devem ser analisadas, visto que a efetiva redução do calor realizada pela introdução de líquidos para o resfriamento pode não ser tão efetiva na cortical oposta quanto na cortical mais próxima ao perfurador.

Diversos estudos mostraram que o aumento da força de perfuração óssea foi um fator que diminuiu a produção de calor durante a perfuração óssea (MATHEWS e HIRSCH, 1972; ABOUZGIA e SYMINGTON, 1996; BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON, 2000). As forças utilizadas nestes estudos variaram bastante. MATHEWS e HIRSCH (1972) utilizaram 2, 6 e 12 kg e concluíram que a força ideal utilizada na perfuração óssea deveria ser de 12 kg. ABOUZGIA e SYMINGTON (1996) utilizaram forças de 1,5 a 9 N e concluíram que forças maiores de perfuração seriam as mais adequadas. BACHUS, RONDINA e HUTCHINSON (2000) utilizaram 57, 83, 93 e 130 N e concluíram que a aplicação de uma força maior na broca diminuiu tanto a temperatura máxima quanto a manutenção da temperatura acima de 50 °C, diminuindo a incidência de necrose térmica do osso.

As forças de perfuração utilizadas em nosso estudo são menores que as utilizadas nos estudos acima. Porém, são semelhantes às da parte inicial do estudo

de ABOUZGIA e JAMES (1997) que mostraram aumento da temperatura na cortical óssea quando aumentada a força de perfuração de 1,5 para 4,0 N. Os mesmos autores mostraram, no entanto, que quando aumentada a força de perfuração de 4,0 para 9,0 N observou-se diminuição da produção de calor.

Conclui-se em nosso estudo que não houve diferença estatisticamente significativa na extensão de necrose óssea térmica durante a perfuração óssea comparando-se as forças de perfuração de 2 e 4 kg (p-valor de 0,983691). Os resultados foram semelhantes com médias de valores muito próximas entre as duas variáveis. Conclui-se que o aumento da força de perfuração óssea de 2 para 4 kg não influenciou na extensão de necrose óssea térmica. Porém, estudos mais aprofundados sobre o assunto ainda devem ser feitos para que se chegue à conclusão de qual a força ideal de perfuração óssea.

MATHEWS e HIRSCH (1972) estudaram a utilização de perfuração prévia com uma broca de 2,2 mm de diâmetro para em seguida fazer o orifício ósseo definitivo com a broca de 3,2 mm. Concluíram que este foi um método efetivo para a redução da produção de calor durante a perfuração óssea, porém com a inconveniência do aumento do tempo do procedimento cirúrgico.

MATHEWS, GREEN e GOLDSTEIN (1984) estudaram a colocação de pinos de fixação externa levando em consideração três variantes principais: a velocidade de rotação do perfurador elétrico, a geometria da ponta dos pinos e a utilização de perfuração prévia. Relataram que a velocidade de rotação na introdução do pino teve pouca influência no aumento de temperatura, tanto no ponto máximo quanto na duração do aumento da temperatura. Concluíram que a perfuração prévia com

broca metálica foi o melhor método de prevenção da lesão térmica na colocação de pinos para a fixação externa de fraturas.

FERNÁNDEZ (1991) relatou que a utilização de perfuração prévia com broca metálica reduziu a produção de calor na inserção de pinos de fixação externa.

TEIXEIRA (2000) relatou a importância da perfuração óssea prévia com broca antes da colocação de pinos de Schanz para montagem de fixadores externos lineares.

Conclui-se em nosso estudo que a utilização de perfuração óssea prévia é um método efetivo na redução da extensão da necrose óssea térmica durante a perfuração com broca metálica. A utilização deste método aumenta o tempo de realização do procedimento, o que não foi anotado em nosso estudo. Deve-se lembrar, também, que a realização de um segundo orifício maior sobre o primeiro menor deve ser feita de forma precisa sem deformar o orifício definitivo. Sugere-se que estudos relacionados ao desenho de brocas com duplo diâmetro seqüencial de perfuração e referentes a guias de broca adequados para este tipo de procedimento sejam feitos para que este método possa ser mais bem aceito quando da realização de perfurações ósseas.

LINDER (1977) demonstrou uma extensão de necrose óssea térmica em osso cortical de coelhos de até 300 micra da margem do orifício, quando realizada uma perfuração óssea com broca metálica.

ABAGGE (1998) encontrou uma extensão de necrose óssea térmica após a perfuração óssea na tíbia de ovelhas adultas de até 0,404 mm.

A extensão da necrose óssea térmica encontrada em nosso estudo chegou a 0,350 mm. A prevenção deste problema deve ser uma preocupação constante.

Quando se leva em conta, por exemplo, que o diâmetro da asa de fixação de um parafuso cortical de 3,5 mm é de 0,55 mm, pode-se verificar a importância de se prevenir esta necrose óssea, pois a fixação deste parafuso pode estar sendo comprometida se sua asa de fixação estiver ancorada em uma área necrótica.

ERIKSSON, ALBREKTSSON e ALBREKTSSON (1984) relataram estudo realizado em coelhos, cães e humanos, encontrando variações no aumento da temperatura na cortical óssea (40°C, 56°C e 89°C respectivamente), utilizando o mesmo protocolo de perfuração, atribuindo este resultado à diferença de espessura da cortical óssea entre as diversas espécies.

LAVELLE e WEDGWOOD (1980) relataram que a eficácia da irrigação externa diminuía na medida em que se aumentava a profundidade da cavitação óssea.

Desta forma, sugere-se que seja sempre analisada a espessura da cortical do osso a ser perfurado, pois quanto maior a espessura da cortical a ser perfurada maior a possibilidade de produção de calor e conseqüente necrose óssea térmica com a utilização de broca metálica.

Comprovou-se neste estudo que o desgaste da broca metálica, a utilização de perfuração óssea prévia e o uso de líquidos para o resfriamento são fatores que influenciam diretamente na extensão da necrose óssea térmica durante a perfuração óssea com broca metálica. Entretanto, outras variáveis devem ser consideradas como: a força utilizada na perfuração, a velocidade de rotação do perfurador, o diâmetro e a geometria da broca metálica, a espessura da cortical a ser perfurada, a perfuração da cortical oposta, entre outras.

6 CONCLUSÕES

1. O desgaste da broca metálica, maior ou igual a 100 perfurações ósseas prévias, aumenta a extensão da necrose óssea térmica consequente à perfuração óssea na tíbia de ovelhas adultas.

2. A utilização das velocidades de rotação do perfurador elétrico a 520 ou 2.600 rpm não influencia na extensão da necrose óssea térmica consequente à perfuração com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas.

3. O uso de solução salina isotônica a 0,9% para o resfriamento, na quantidade maior ou igual a 100 ml por hora, reduz a extensão de necrose óssea térmica consequente à perfuração óssea com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas.

4. A utilização das forças de perfuração de 2 ou 4 kg não influencia na extensão da necrose óssea térmica consequente à perfuração com broca metálica na tíbia de ovelhas adultas.

5. A utilização de perfuração óssea prévia, com broca metálica de 1,5 mm, reduz a extensão de necrose óssea térmica consequente à perfuração óssea com broca metálica de 2,4 mm na tíbia de ovelhas adultas.

REFERÊNCIAS

- ABAGGE, M. **Necrose térmica do osso produzida por perfuração com broca metálica**. Curitiba, 1998. 39 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Cirúrgica) – Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.
- ABOUZGIA, M. B.; JAMES, D. F. Measurements of shaft speed while drilling through bone. **J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 53, p. 1308-1315, 1995.
- ABOUZGIA, M. B.; JAMES, D. F. Temperature rise during drilling through bone. **Int. J. Oral Maxillofac Impl.**, v. 12, p. 342-353, 1997.
- ABOUZGIA, M. B.; SYMINGTON, J. M. Effect of drill speed on bone temperature. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, v. 25, p. 394-399, 1996.
- ANDERSON, R.; FINLAYSON, B. L. Sequelae of transfixation of bone. **Surgery**, v. 13, p. 46-54, 1943.
- ASHFORD, R. U.; PANDE, K. C.; DEY, A. Current practice regarding re-use of trauma instrumentation: results of a postal questionnaire survey. **Injury**, v. 32, p. 37-40, 2001.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6032**: Abreviação de Títulos de Periódicos. Rio de Janeiro, 1989.
- BACHUS, K. N.; RONDINA, M. T.; HUTCHINSON D. T. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. **Med. Eng. Phys.**, v. 22, p. 685-691, 2000.
- BLOCK, W. Über das verhalten des knochens nach bohren und nageln und bei der drahtextension. **Arch. Klin. Chir.**, v. 137, p. 315-329, 1925.
- BONFIELD, W.; LI, C. H. The temperature dependence of the deformation of bone. **J. Biomech.**, v. 1, n. 4, p. 323-329, 1968.
- BRISMAN, D. L. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. **Int. J. Oral Maxillofac. Impl.**, v. 11, p.35-37, 1996.
- CHRISTIE, J. Surgical heat injury of bone. **Injury**, v. 13, p. 188-190, 1981.
- CONVERSE, J. M. External skeletal fixation of fractured mandibles. **J. Oral Surg.**, v. 1, p. 210-214, 1943.

- COSTISH, E. R.; YOUNGBLOOD, P. J.; WALDEN, J. M. A study of the effects of high-speed rotary instruments on bone repair in dogs. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, v. 17, n. 5, p. 563-571, 1964.
- D'ARCE, R. D.; FLECHTMANN, C. H. W. **Introdução à anatomia e fisiologia animal**. 2.ed. São Paulo: Nobel, 1989. 186 p.
- ERIKSSON, A. R.; ALBREKTSSON, T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. **J. Prosthet. Dent.**, v. 50, p. 101-113, 1983.
- ERIKSSON, A. R.; ALBREKTSSON, T.; ALBREKTSSON, B. Heat caused by drilling cortical bone. **Acta Orthop. Scand.**, v. 55, p. 629-631, 1984.
- FERNÁNDEZ, A. D. **Modular external fixation in emergency using the A.O. tubular system**. Montevideo: Ed. Mar Adentro, 1991.
- FOTHI, U.; PERREN, S. M.; AUER, J. A. Drill bit failure with implant involvement – an intraoperative complication in orthopaedic surgery. **Injury**, v. 23, n. 2, p. S17-S29, 1992.
- FUCHSBERGER, A. Experimentelle arbeiten. **Unfallchirurgie**, v. 14, p. 173-183, 1988.
- FUKUSHIMA, H.; HASHIMOTO, Y.; YOSHIYA, S.; KUROSAKA, M.; MATSUDA, M.; KAWAMURA, S.; IWATSUBO, T. Conduction analysis of cement interface temperature in total knee arthroplasty. **Kobe J. Med. Sci.**, v. 48, p. 63-72, 2002.
- GILLIES, H. D. Replacement and control of maxillo-facial fractures. **Brit. D. J.**, v. 71, p. 531-558, 1941.
- HARKESS, J. W.; RAMSEY, W. C. Principles of fractures and dislocations. In: ROCKWOOD, C. A.; GREEN, D. P.; BUCHOLZ, R. W. **Fractures in adults**. Philadelphia: J. B. Lippincott, 1991. p. 1-180.
- HENSCHALL, C. J. The friction of revolving steel burs. **Jour. A. D. A.**, v. 31, n.13, p. 883-902, 1944.
- HORNER, D. B. A self-powered low-speed surgical drill: Prevention of thermal necrosis. **Am. J. Orthop.**, v. 3, p. 278-283, 1961.
- INTERNATIONAL COMMITTEE ON VETERINARY CROSS ANATOMICAL NOMENCLATURE. **Nomina anatomica veterinaria**. Ithaca: World Association of Veterinary Anatomists, 1983. 216 p.
- IVY, R. H.; CURTIS, L. Recent experiences with skeletal fixation in fracture of the mandible. **J. Oral Surg.**, v. 1, p. 296-308, 1943.

JACOB, C. H.; BERRY, J. T.; POPE, M. H.; HOAGLUND, F.T. A study of bone machining process-drilling. **J. Biomech.**, v. 9, p. 343-349, 1976.

JACOBS, R. L.; RAY, R. D. The effect of heat on bone healing. **Arch. Surg.**, v. 104, p.687-691, 1972.

KHANNA, A.; PLESSAS, S. J.; BARRET, P.; BAINBRIDGE, L. C. The thermal effects of Kirschner wire fixation on small bones. **J. Hand Surg.**, v. 24-B, p. 355-357, 1999.

KRAUSE, W. R.; BRADBURY, D. W.; KELLY, J. E.; LUNCEFORD, E. M. Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. **J. Biomech.**, v.15, n. 4, p. 267-275, 1982.

LAVELLE, C.; WEDGWOOD D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. **J. Oral Surg.**, v. 38, p. 499-503, 1980.

LEUNIG, M.; HERTEL R. Thermal necrosis after tibial reaming for intramedullary nail fixation. **J. Bone Joint Surg.**, v. 76-B, p. 584-587, 1996.

LINDER, L. Reaction of bone to the acute chemical trauma of bone cement. **J. Bone Joint Surg.**, v.59-A, n. 1, p. 82-87, 1977.

LUNDSKOG, J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injurie. **J. Plast. and Reconstr. Surg.**, (supl 9) : 1, 1972.

MACHALANY, J. **Técnica histológica em anatomia patológica**. São Paulo: Ed. Pedagógica e Universitária, 1980.

MATHEWS, L. S.; GREEN, C. A.; GOLDSTEIN, S. A. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. **J. Bone Joint Surg.**, v. 66-A, n.7 p. 1077-1083, 1984.

MATHEWS, L. S.; HIRSCH, C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. **J. Bone Joint Surg.**, v. 54-A, n. 2, 1972.

MAZZOCCA, A. D.; CAPUTO, A. E.; BROWNER, B. D.; MAST, J. W.; MENDES, M. W. Princípios de fixação interna. In: BROWNER, B. D.; JUPITER, J. B.; LEVINE, A. M.; TRAFTON, P. G. **Traumatismos do sistema esquelético**. São Paulo: Manole, 2000. p. 287-348.

MÜLLER, C.; MC IFF, T.; RAHN, B. A.; PFISTER, U.; WELLER, S. Intramedullary pressure, strain on the diaphysis and increase in cortical temperature when reaming the femoral medullary cavity – a comparison of blunt and sharp reamers. **Injury**, v. 24, p. 22-30, 1993.

NATALI, C.; INGLE, P.; DOWELL, J. Orthopaedic bone drills, can they be improved ? **J. Bone Joint Surg.**, v. 78-B, n. 3, p. 357-362, 1996.

PALLAN, F. G. Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins. **J. Oral Surg.**, v. 18, p. 400-408, 1960.

PERREN, S. M.; HUGGLER, A.; RUSSENBERGER, M.; ALLGÖWER, M.; MATHYS, R.; SCHENK, R.; WILLENEGGER, H.; MÜLLER, M. E. The reaction of cortical bone to compression. **Acta Orthop. Scandinavica**, v. 125, p. 17-28, 1969.

PETERSON, L. T. Fixation of bones by plates and screws. **J. Bone Joint Surg.**, v. 29, n. 2, p. 335-347, 1947.

PETERSON, L. T. Principles of internal fixation with plates and screws. **Arch. Surg.**, v. 64, p. 345-354, 1952.

RHINELANDER, F. W. The blood supply of limb bones. In: OWEN, R.; GOODFELLOW, J.; BULLOUGH, P. **Scientific foundations of orthopaedics and traumatology**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1980. p. 126-151.

ROBINSON, R. A. An electron microscopic study of the crystalline inorganic component of bone and its relationship to the organics matrix. **J. Bone Joint Surg.**, v. 34-A, p. 389-341, 1952.

ROUILLER, C.; MAJNO, G. Morphologische und chemische untersuchugen na knochen nach hitzecinwirkung. **Beitr. z. Path. Anat.**, v. 113, p. 100-120, 1953.

RUSHTON, M. A.; WALKER, F. A. Mandibular fractures treated by pin fixation. **Oral Surg.**, v. 28, p. 307-315, 1942.

SAHA, S.; PAL, S.; ALBRIGHT, J. A. Surgical drilling: Design and performance of an improved drill. **J. Biomech. Eng.**, v. 104, p. 245-252, 1982.

SNEATH, R. S. The determination of optimum twist drill shape for bone. **Biom. Rel. Bioeng., Proc. of the Symp. of Glasgow**. Oxford: p. 41-45, 1964.

SONI, J. F.; ABAGGE, M. Fixadores externos nos traumatismos da infância. **Clínica Ortopédica**, v. 1, p. 367-371, 2000.

TEIXEIRA, A. A. A. Fixadores externos lineares: Técnica de Instalação. **Clínica Ortopédica**, v.1, p. 277-284, 2000.

THOMPSON, H. C. Effect of drilling into bone. **J. Oral Surg.**, v. 16, p. 22-30, 1958.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ. Sistema de Bibliotecas. **Normas para apresentação de documentos científicos**. Curitiba: Ed. da UFPR, 2000. 10 v.

WALDRON, C. W.; KAZANJIAN, V. H.; PARKER, D. B. Skeletal fixation in the treatment of fractures of the mandible. **J. Oral Surg.**, v. 1, p. 59-83, 1943.

WIGGINS, K. L.; MALKIN, S. Drilling of bone. **J. Biomech.**, v. 9, p. 553-559, 1976.

ZEGUNIS, V.; TOKSVIG-LARSEN, S.; TIKUISIS, R. Insertion of k-wires into bone. **Acta Orthop. Scand.**, v. 64, p. 592-594, 1993.

APÊNDICE 1 – RESULTADOS DA EXTENSÃO DA NECROSE, EM MILÍMETROS,
DE TODOS OS ORIFÍCIOS REALIZADOS

ORIFÍCIO	1	2	3	4	5
A	0	0,050	0,025	0,100	0
B	0,150	0	0,100	0,075	0
C	0,075	0	0,025	0,050	0,025
D	0,050	0	0,100	0,100	0
E	0,150	0,250	0,050	0	0,050
F	0,225	0,025	0,025	0,025	0
G	0,025	0	0,025	0,075	0,025
H	0,025	0,050	0,050	0,050	0
I	0,025	0,075	0,300	0,150	0
J	0,075	0,100	0,100	0,150	0,175
K	0,075	0,125	0	0,075	0
L	0,025	0,275	0,025	0,075	0,025
M	0,050	0,175	0,075	0,350	0,025
N	0,150	0,075	0,075	0,025	0,050
O	0,025	0,175	0,050	0	0,025
P	0,125	0,100	0,025	0,075	0,125
Q	0,025	0	0,025	0	0
R	0,050	0	0,025	0,025	0
S	0	0	0	0,050	0
T	0,075	0	0	0	0,025
U	0,025	0,050	0,050	0,025	0
V	0,050	0,025	0	0	0,025
X	0	0	0,075	0	0
Y	0	0,025	0	0,025	0
Z	0,050	0,075	0	0	0,025
AB	0,025	0	0,050	0,025	0
BC	0	0	0,050	0	0,050
CD	0,025	0,025	0,025	0,025	0
DE	0,050	0,025	0,150	0,025	0,025
EF	0,025	0,125	0,025	0,050	0,025
FG	0	0,050	0	0,050	0
GH	0	0,025	0,025	0,050	0
HI	0	0,025	0	0,025	0
IJ	0	0,025	0,025	0	0
JK	0	0,025	0	0	0
KL	0	0,025	0	0,025	0
LM	0,025	0	0	0,025	0
MN	0,050	0,025	0,025	0	0
NO	0	0	0,025	0	0
OP	0,025	0	0	0	0
PQ	0,025	0,025	0,025	0,050	0,025
QR	0,075	0,050	0	0,025	0
RS	0	0,025	0	0	0,025
ST	0	0,025	0,025	0,025	0,025
TU	0,050	0	0,025	0,075	0,050
UV	0,100	0,050	0	0,025	0,025
VX	0,150	0	0	0,025	0
XY	0	0,025	0,050	0,050	0

Valores expressos em milímetros. Coluna 1 correspondente ao código do tipo de orifício realizado conforme tabela 2. Linhas correspondem aos resultados obtidos em cada uma das 5 perfurações realizadas com cada tipo de orifício.

APÊNDICE 2 – RESULTADO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA ENTRE AS VARIÁVEIS

Variável	p-valor
1 ⁽¹⁾	0,000068*
2 ⁽²⁾	0,228668
3 ⁽³⁾	0,000000*
4 ⁽⁴⁾	0,983691
5 ⁽⁵⁾	0,005341*
12 ⁽⁶⁾	0,983691
13	0,108439
23	0,987097
14	0,983691
24	0,267473
34	0,977496
15	0,317141
25	0,255947
35	0,342926
45	0,203540
123	0,486883
124	0,983691
134	0,891484
234	0,649568
125	0,387294
135	0,925706
235	0,764414
145	0,619005
245	0,619005
345	0,279978
1234	0,847834
1235	0,389419
1245	0,854037
1345	0,887349
2345	0,461695
12345 ⁽⁷⁾	0,891484

(1) 1: variável 1 - desgaste da broca

(2) 2: variável 2 - velocidade de rotação

(3) 3: variável 3 - uso de líquidos para o resfriamento

(4) 4: variável 4 - força de perfuração

(5) 5: variável 5 - perfuração óssea prévia

(6) 12: interação entre as variáveis desgaste da broca e velocidade de rotação

(7) 12345: interação entre as cinco variáveis do estudo